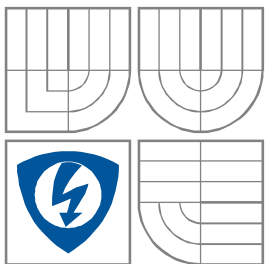


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

DEFIBRILÁTOR

DEFIBRILLATOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

VERONIKA KUBŮ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

BRNO 2010

Anotace v českém jazyce

Bakalářská práce je rozdělena do šesti tematických okruhů. Na začátku se zabýváme anatomií srdce, neboť ta je důležitá zejména k dobrému pochopení činnosti srdečního svalu. V následující kapitole shrnujeme srdeční činnost jak z hlediska biologického, tak z hlediska elektrické aktivity, jenž při jeho činnosti vzniká. Následně je nutno rozebrat možné nebezpečné stavy vznikající při srdeční činnosti a jejich řešení bez pomoci elektrického výboje a s jeho pomocí.

Nejdůležitější částí celé práce je defibrilátor samotný. Nejprve si shrneme teoretické poznatky a poté se zaměříme na návrh externího defibrilátoru, jako přístroje určeného pro použití profesionálním zdravotnickým personálem nebo laickou veřejností. Závěrem je nutno uvést upozornění plynoucí ze zacházení s elektrickým proudem, na která je nutno brát zřetel.

Annotation in English

This bachelor thesis is divided into six thematic areas. At the beginning we deal with the anatomy of the heart, as it is especially important for a good understanding of cardiac muscle activity. In the following part I summarize the heart activity in terms of both biological and of electrical activity, that occurs during its operations. Furthermore, it is necessary to analyze the potentially dangerous conditions occurring during heart activity and their solutions with the help of electrical discharge and without it.

The most important part of the whole work is a defibrillator itself. First, I summarize the theoretical knowledge and then I focus on the design of an external defibrillator, a device intended for use by professional medical personnel or by the general public. Finally, it is important to note warnings resulting from manipulating with electrical current.

Bibliografická citace

KUBŮ, V. *Defibrilátor*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 50 stran. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svůj semestrální projekt na téma „Defibrilátor“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedeného semestrálního projektu dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 28. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Milanu Chmelaři, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mého semestrálního projektu.

V Brně dne 28. května 2010

.....
podpis autora

Obsah

1.ANATOMIE SRDCE	7
1.1 Srdeční obaly a skelet	7
1.2 Dutiny srdce.....	9
2. SRDEČNÍ ČINNOST	11
2.1 Převodní systém srdce	11
2.2 Práce srdce - srdeční cyklus	12
2.3 Řízení činnosti srdce.....	14
2.4 Elektrické děje v srdci.....	14
2.5 Elektrokardiografie - EKG.....	16
3. MOŽNÉ NEBEZPEČNÉ STAVY.....	20
3.1 Arytmie síní	20
3.2 Arytmie komor.....	22
4. MOŽNOSTI ODSTRANĚNÍ NEBEZPEČNÝCH STAVŮ	24
4.1 Možnosti léčby (bez použití elektrických impulsů)	24
4.2 Možnosti odstranění nebezpečných stavů pomocí elektrického impulsu.....	26
5. EXTERNÍ DEFIBRILÁTOR.....	30
5.1 Obecná teorie defibrilátorů.....	30
5.2 Návrh externího defibrilátoru.....	32
6. ZÁVĚR.....	47
6.1 Nebezpečí úrazu elektrickým proudem	47
6.2 Závěrečné slovo	47

Úvod

Srdce je svalová pumpa, která obsluhuje dvě základní funkce – za prvé shromažďuje krev ze všech částí těla a pumpuje ji do plic, a za druhé shromažďuje krev z plic a pumpuje ji do celého těla. Aby však bylo srdce schopno vykonávat tyto funkce, musí být samo zásobováno kyslíkem a musí být schopno vytvářet a vést elektrické vzruchy, které vedou k srdeční kontrakci. Tento proces má svá základní pravidla, při jejichž porušení dochází k vedení nesprávných impulsů nebo tyto impulsy vymizí, což vede k urgentnímu stavu postižené osoby, která musí být neprodleně lékařsky ošetřena.

Tyto nebezpečné stavy mohou mít různé příčiny a lišit se tak průběhem i příznaky. Také řešení vzniklých stavů jsou různá. Tato práce rozebírá možnosti řešení nebezpečných stavů hlavně pomocí elektrického impulsu, a to zejména defibrilací. V poslední části se zaměříme na návrh externího defibrilátoru a popis jednotlivých bloků navrženého schématu. Popisy jednotlivých částí a teoretické poznatky jsou brány z obecného pohledu, neboť není předem dáno upřesnění použití navrhovaného přístroje, tj. zda půjde o defibrilační přístroj určený pro profesionální lékařský personál nebo laickou veřejnost.

1. ANATOMIE SRDCE

V této kapitole se budeme věnovat správné činnosti srdce, nejprve však musíme zmínit samotnou anatomii lidského srdce, abychom následně pochopili, jak srdce funguje, co je srdeční práce a cyklus, v jakých místech a jakým způsobem se srdeční činnost projevuje a jakým způsobem lze tuto činnost řídit. Na závěr se musíme zastavit i nad elektrokardiografií, která je nepopíratelně nejlepší metodou sledování srdeční činnosti a možných arytmií a nebezpečných stavů.

4.1 Srdeční obaly a skelet

Srdce leží v ochranné části hrudníku (pod hrudní kostí a žeberní chrupavkou), umístěnou nad bránicí. Hrudník je často nazýván **hrudním košem**, kvůli jeho ochranné funkci křehkých struktur uvnitř. Srdce je lokalizováno mezi dvěma plicemi, které jsou obklopeny po stranách tzv. pohrudnicí. Prostor mezi těmito dvěma dutinami je nazýván **mediastinum** (z latinského „uprostřed“). Mediastinum je rozděleno za prvé na vnější a vnitřní mediastinum imaginární linií nazývanou transversální hrudní rovina (plocha). Tato rovina prochází skrz hrudní oblouk a prostor mezi hrudními žebry (čtvrtým a pátým), chová se jako vhodný mezní prostor, protože také prochází skrz následující struktury: větvení trachejí, prostor hraničící s perikardem, počátek aorty a rozvětvení plicního kmene. Srdce je zhruba v prostoru, který běží v rovině od pravého ramene k levé bradavce.

Základna je lokalizována pod třetím žebrem blížícím se hrudní kosti (poznamenejme, že **hrudní oblouk** připadá na polohu zhruba druhého žebra). Proto můžeme srdeční tlukot jednoduše nahmatat mezi pátým a šestým obratlem (jen kousek od levé bradavky) od vrcholu srdce, kde přichází do kontaktu s hrudní stěnou. Je důležité, že srdce leží na takovém to místě, protože je po většinu času v horizontální poloze.

Perikard je obal okolo srdce (peri=okolo, cardia=srdce). Je složen ze dvou částí, které jsou separovány kontinuální vrstvou potenciálním prostorem vyplněným lubrikační substancí nazývanou serózní tekutina. Během embryonálního vývoje se srdce přemístilo z obvodové lokace do prostoru nazývaného celomická dutina. Tato dutina je lemována sekreční tekutinou. Jak se srdce pohybovalo směrem do dutiny, sekreční lemování obalilo srdce. Tento proces lze popsat podobně jako například pěst vtlačena do balónku. Poznamenejme, že pěst je obklopená balónkem, ale balónek je stále jedna kontinuální vrstva látky. Tímto způsobem lze popsat i význam pericarda.

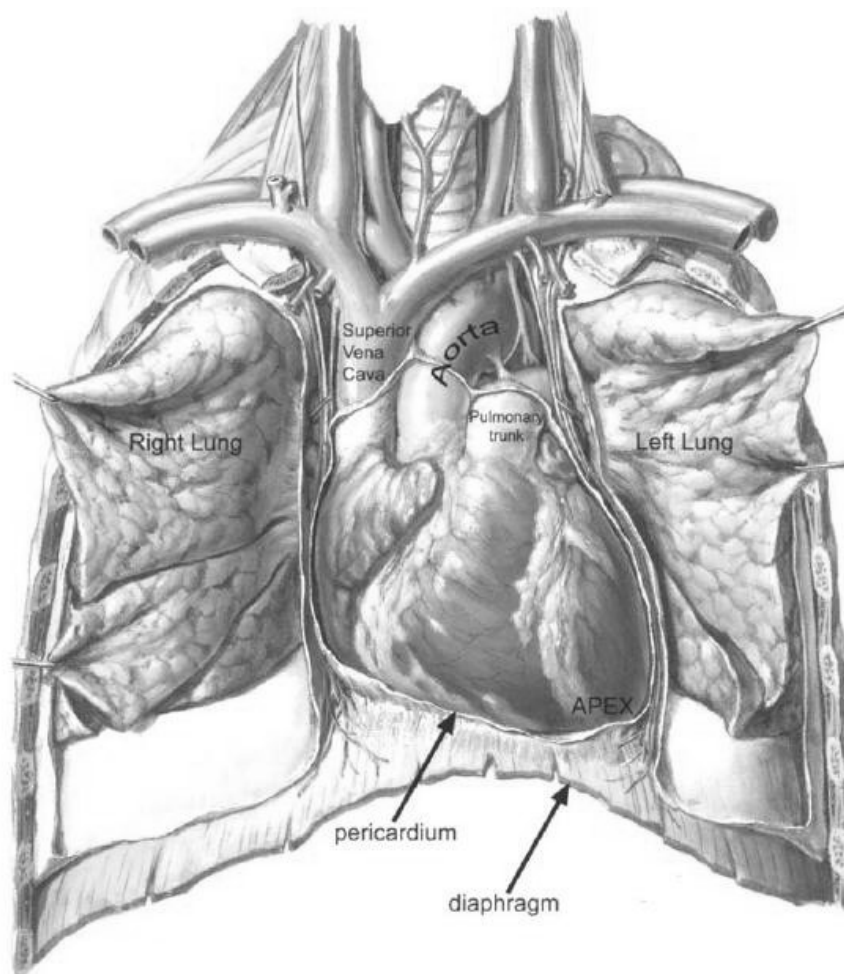
I když je perikard jedna souvislá vrstva, je rozděleno na dvě části. Část pericardu, která je v kontaktu se srdcem, je nazývána viscerální perikard nebo také epikard. Volný prostor epikardu je pokryt jednoduchou vrstvou plošných epitelů buněk nazývaných **mesothelium**. Mesothelialní buňky produkují v malém množství sekret serózní tekutiny, která lubrikuje epikard, které se tak pohybuje po temeni perikardu.

Epikard také obsahuje tenkou vrstvu fibroelastických propojovacích vláken, která podporují mesothelium a hraniční vrstvy přilehlých vrstev sloužících ke spojení s fibroelastickými vrstvami k myokardu. Část perikardu, která formuje vnější hranici je nazývána parietální perikard (parietes=zdi). parietální perikard, ve spojení se serózní vrstvou, obsahuje také elastická vlákna nebo epiperikardiální vrstvu nazývanou vláknitý perikard. Tyto vrstvy obsahují kolagen a elastická vlákna aby poskytly pevnost a určitý stupeň elasticity parietálního perikardu.

Vně je **parietální perikard** připevněn k bránici. Po stranách je parietální perikard připevněno k parietální pohrudnici, která tvoří obal plic. V prostoru mezi těmito vrstvami se nachází nerv zajišťující pohyb bránice, perikardiacophrenická arterie a tepny zásobující perikard a bránici) a všechny společně probíhají tímto prostorem. Za normálních podmínek se serózní tekutina vyskytuje pouze mezi viscerální a parietální vrstvou v prostoru dutiny perikardu. Jakmile dojde pohmožděním či zraněním ke shromáždění krve v prostoru perikardu, dochází k tlaku na srdce. Tento stav nazývaný srdeční tampón nastává, když tekutina omezuje expanzi srdce (vazivový perikard není pružný) mezi tlukoty a omezuje tím možnost srdce pumpovat krev, což vede k hypoxii, tj. nedostatku kyslíku.

Z vnějšku parietální perikard obklopuje aortu a pulmonální kmen (asi 3cm nad jejich rozdělením ze srdce) a je nazývána jako arteriální **mesokard**. Vnější epikardální vazivová vrstva tvoří s vnější přídavnou vrstvou velký útvar. Vnitřní serózní vrstva přichází do kontaktu s viscerálním perikardem. Výsledkem této skutečnosti je, že srdce visí upevněné v dutině perikardu.

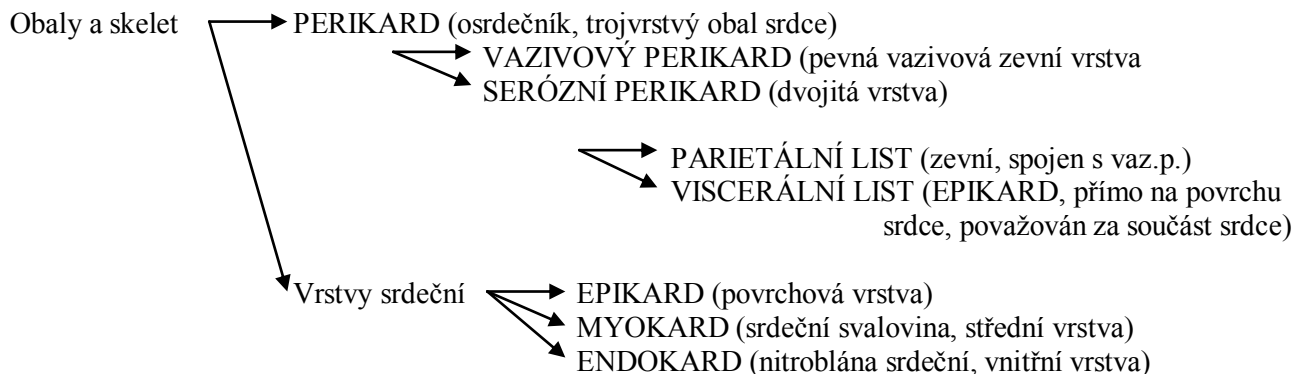
V parietálním perikardu je slepé koncové přerušení nazýváno šikmým **perikardiálním sinem** a je formováno z žilního přemítání dolní „vena cava“ a pulmonálních tepen. Prostor nazývaný transverzální perikardiální sinus je utvářen mezi arteriálním větvením nahoře a pulmonálními tepnami zespoda. Tento sinus je důležitý pro kardiokirurgické operace v procesech, jako je arteriální bypass, ve kterém je důležitý k zastavení odvedení cirkulované krve z aorty do pulmonálního kmene. Kardiokirurgická operace je tedy prováděna mezitím co je pacient napojen na kardiopulmonární bypass.



Obrázek 1: Uložení srdce v hrudním koši¹
(pohled z přední strany na otevřený hrudník a popis uložení srdce v něm)

¹ Obrázek byl převzat z knihy „Anatomy of Human Heart“, Antony J. Weinhaus, PhD a Kenneth P. Roberts, PhD, 2003
Slovníček: right lung=pravá plice, left lung=levá plice, apex=hrot srdce, diaphragm=bránice, pericardium=perikard, pulmonary trunk=plicní kmen, superior vena cava=horní dutá žíla

Shrnutí anatomie obalů a srdečního skeletu



6.2 Dutiny srdce

Skrze všechny části srdce se nacházejí tři základní vrstvy: povrchový viscerální **perikard** (epikard), střední **myokard** a vnitřní vrstva zvaná **endokard**. **Endokard** je pokrytý výstelkou nazývanou *endothelium*, které svou tenkou vrstvou vytváří spojovací membránu, rozděluje srdeční komory a vytváří srdeční záklopy. **Myokard** je vrstvou srdeční stěny, která se vlastně stahuje. Je tvořeno srdečními svalstvem tvořeným spirálně stočenými snopci, které mačkají krev skrz srdce v určitém směru.

Na rozdíl od všech typů svalových buněk, jsou srdeční svalové buňky složeny krátkých úseků spolu spojených šikmými přepážkami a každá jednotlivá buňka obsahuje buněčné jádro. Jako kosterní svalstvo jsou také srdeční svalové buňky spuštěny do kontrakce hladinou Ca^{2+} iontů v buňce. Na rozdíl od kosterního svalstva ale volný pohyb iontů mezi buňkami vede k přímému přenosu elektrického potenciálu skrz celou síť srdečních svalových buněk. Tento potenciál je jako signál pro všechny svalové buňky aby se stáhli všechny ve stejném okamžiku.

Pravá předstěna

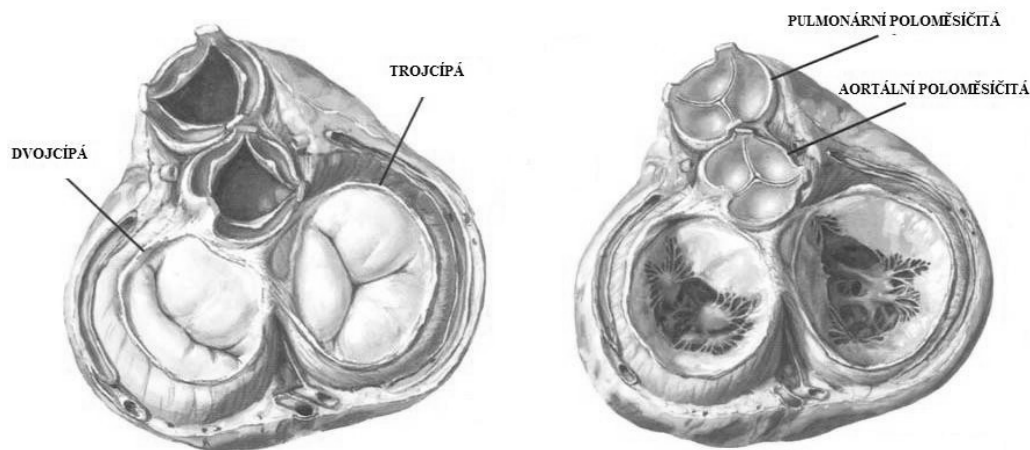
Pravá předstěna přijímá odkysličenou krev, která se vrací z velkého krevního oběhu skrze **horní a dolní dutou žílu a koronární sinus** („věnitý splav“). Na povrch srdce vybíhá pravá předstěna jako svalový vak, který se nazývá „**ouško**“ (auricula).

Vnitřní prostor pravé předstěny se dělí na **tři anatomické oddíly** a všechny jsou pozůstatkem embryonálního vývoje. Zadní část má hladkou relativně tenkou stěnu a je uváděna jako „sinus venarum“ (embryonálně oddělena od pravého vrcholu žilního splavu). Stěna přední části je rozdělena horizontálně paralelními hřebeny svalových svazků, které se podobají zubům hřebene, proto se jim říká hřebenovité svaly. A za třetí je to přepážka předstěny.

Přední a zadní část předstěny je oddělena jedním velkým hřebenovitým výběžkem ve tvaru písmene C, nazývaný se „**crista terminalis**“. Tento hřeben je důležitou strukturou, neboť vymezuje oblast vstupu jednotlivých velkých žil do pravé předstěny. Za horním ohybem cristy ústí horní dutá žíla, za dolním zase dutá žíla a srdeční splav ústí do předstěny před koncem cristy. Koronární sinus i dolní dutá žíla jsou uzavřeny přepážkou, která brání zpětnému toku krve. Obě tyto přepážky se liší velikostí a tvarem.

Mezi pravou a levou předstěnou se nachází zúžené místo ve stěně, které u plodu po porodu nahrazuje malý otvor („**foramen ovale**“), který je pozůstatkem po komunikaci mezi oběma předstěnami. Pokud nedojde k jeho uzavření, je nutné jej provést chirurgicky, jinak dochází k lehčím srdečním vadám.

Z pravé předstěny je krev nasávána do pravé komory, kam se dostává přes **předstěnokomorovou přepážku**, ve které je otvor opatřený **trojcípou chlopní** („tricuspidalis“). Tato chlopeň brání tomu, aby se krev vracela zpět do předstěny. Je nazývána trojcípou, protože má tři cípy, což jsou zřasení (duplikatury) nitroblány srdeční (endokardu), které jsou uprostřed zesílené tuhými vazivovými ploténkami. Při kontrakci komory je krev uvnitř srdce stlačována a tlačí na chlopní cípy a stlačuje je tak dohromady a nutí je k těsnému uzavěru.



Obrázek 2: Cípaté a měsíčné chlopně²
(Pohled shora na obě cípaté i měsíčné chlopně při odstranění předsíní)

Pravá komora

Pravá komora přijímá krev z pravé předsíně a pumpuje ji do plicnici („truncus pulmonaris“), velké tepny odvádějící krev dále do plic. Největší část srdce tvoří právě pravá komora. Její stěny jsou mnohem silnější než u předsíní, ale slabší než u levé komory. U člověka je stěna silná asi 0,5 cm.

Z většiny je komora tvořena **svalovými trámcí** („trabeculae carneae“), jsou totožné s trámcí hřebenovitými svaly pravé předsíně a nalezneme je i v levé komoře. Ze stěn do středu komorové dutiny vyrůstají bradavičnaté papilární svaly. Tyto svaly jsou spojovány s cípy trojčipé chlopně pomocí šlašinek („chordae tendineae“). **Šlašinky** a **papilární svaly** vrůstající do chlopní slouží k zakotvení cípů chlopní v jejich uzavřené pozici a zamezují zpětnému návratu krve do předsíní. Mezi přechodem z pravé komory do plicnice se nachází další chlopeň, a to **poloměsíčitá chlopeň** („valva trunci pulmonalis“).

Levá předsín

Levá předsín přijímá okysličenou krev z plic přes levou a pravou pulmonální (plicní) tepnu. **Pulmonální tepny** ústí do srdce ze zadní a postranní strany levé předsíně. Navíc je zde nejmenší tepna odčerpávající odkysličenou krev ze síňového myokardu přímo do předsíně.

Zepředu je levá předsín protažena výběžkem ve tvaru trojúhelníkovitého ouška. Tento výběžek se oddělil od primitivní komory (silně pumpující struktura), která byla oddělena od fetální plicní žíly jako spojení s embryonální plicní sítí. **Síťová struktura** je vnořena do levé předsíně v postranním spojení pravé a levé plicní žíly. Většina vnitřního povrchu předsíně je hladká. Nacházejí se zde opět hřebenovité výběžky oddělující pouze část ouška od zbývajících prostoru předsíně. Krev prochází z levé předsíně skrze **dvojčípou mitrální chlopeň**. Její název pochází od slova mitra, což je biskupská pokrývka hlavy.

Levá komora

Levá komora nasává krev z levé předsíně a pumpuje ji přes aortu do celého těla. V porovnání s pravou komorou jsou svalové výběžky poměrně hladké a myokard stěny je o dost silnější (asi 1,5 cm) a zasahuje až do srdečního hrotu. Opět zde nalézáme **papilární svaly** a **šlašinky**. Do aorty je krev vypuzována stahem komory přes poloměsíčitou aortální chlopeň, která má opět tři cípy, které jsou spojené s papilárními svaly a šlašinkami.

² Obrázek byl převzat z knihy „Anatomy of Human Heart“, Antony J. Weinhaus, PhD a Kenneth P. Roberts, PhD, 2003

2. SRDEČNÍ ČINNOST

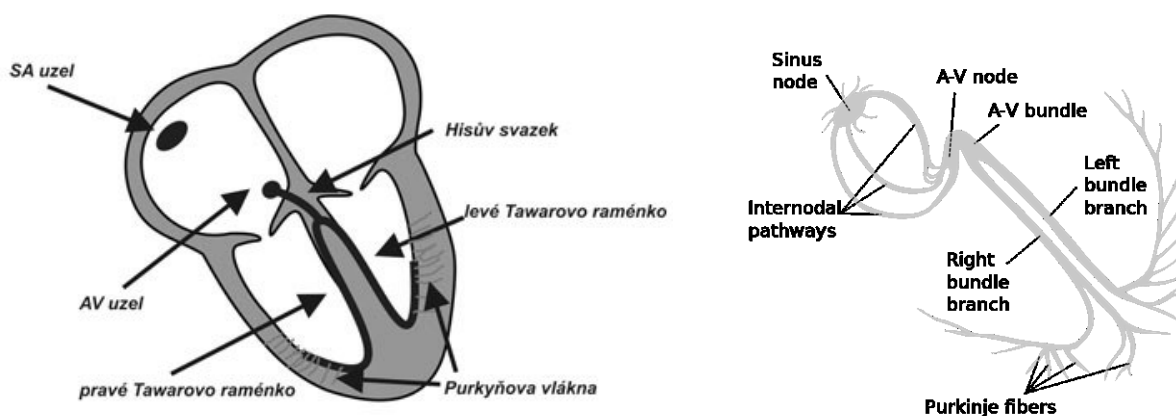
Hlavní srdeční činností je samozřejmě nasávání odkysličené krve z těla a následné pumpování do plic a naopak nasávání okysličené krve z plic a pumpování dále do těla. Během činnosti srdečního svalu vznikají elektrické vzruchy, jejichž tvorbu i změnu zajišťuje nervová soustava. Nyní, když známe stavbu srdce a princip oběhového systému, můžeme se pozastavit nad převodním systémem srdce jako takovým.

2.1 Převodní systém srdce

Rytmické stahování srdečních buněk je způsobeno vzruchy, které jsou vytvářeny samotnými srdečními buňkami. Tato vlastnost srdečního svalu je jedinečná a není závislá na zevních nervových podnětech, dokonce i při plném odpojení nervových spojů může srdce dál samo pokračovat v rytmické činnosti. Tohoto faktu můžeme využít při transplantaci srdce, kdy je srdce funkční po celou dobu operace.

Samotný převodní systém srdce je představován skupinami specializovaných svalových buněk, které rozvádějí elektrické vzruchy po celé srdeční svalovině. Základní srdeční rytmus je řízen vlastními stahy těchto buněk. Rozlišujeme několik složek celého převodního systému:

- Sinoatriální uzel
- Internodiální síňové spoje
- Atrioventrikulární uzel
- Hisův atrioventrikulární svazek
- Pravé a levé převodní raménko Tawarovo
- Purkyňova vlákna



Obrázek 4: Schéma převodního systému srdečního svalu³

(Zobrazení všech složek převodního systému a jejich uložení v srdci, pohled zepředu)

V *sinoatriálním uzlu* (SA) vzniká vzruch podněcující srdce ke stahu. SA je poloměsíčitý útvar shluku buněk převodního systému srdečního ve stěně pravé předsíně blízko žilního splavu, přímo pod vstupem horní duté žíly. Tady je spontánní depolarizace nejrychlejší, SA proto vytváří vzruchy i pro ostatní části převodního systému. Vzruch, který se vytváří v tomto uzlu o frekvenci 70-80 impulsů za minutu, určuje základní srdeční rytmus. Uzel sám je regulován pokyny z autonomního kardioregulačního centra v mozgovém kmeni. Centrum řízení srdeční činnosti je uloženo v prodloužené míše. Vzruch může vznikat i jinde, což se projeví změnou frekvence tvorby vzruchů.

³ Obrázek převzat z knihy „Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields“, Václav Gerla, 2007

Ze SA se impuls vlnovitě šíří podél vláken svaloviny síní do celé předsíně a nabádá ji tak ke stahu. Část stahu pak postupuje přes internodiální spoje d atrioventrikulárního uzlu (AV), který je uložen v dolní části předsínové přepážky. Normálně pouze vzruch převádí, ale za určitých podmínek může generovat vzruch pro celé srdce. V tomto místě se impuls zdrží na zlomek vteřiny a poté pokračuje atrioventrikulárním svazkem nazývaným Hisův svazek nacházející se v mezikomorové přepážce.

Při dalším postupu se impuls rozdělí a postupuje do **pravého a levého převodního raménka Tawarova**. Každé raménko míří k myokardu komor. Další zastávkou jsou Purkyňova vlákna v dolní části přepážky raménka. Purkyňova vlákna jsou také nazývána vodivá svalová vlákna a vzruch jimi postupuje do srdečního hrotu a otáčí se nahoru do svaloviny komor. Díky tomuto postupu vzniká stah komory, který postupuje zezdola nahoru, tudíž je krev z komor při stahu vytlačena nahoru do velkých tepen.

Před zahájením stahu musí být komory dokonale naplněny krví, což zajišťuje krátké zpoždění vzruchu v AV uzlu, a to asi 120-200ms. Vedení vzruchu je znemožněno ve vazivovém skeletu srdce v oblasti mezi předsíněmi a komorami. To zabraňuje, aby impulsy přestupovaly ze stěny síní přímo do komor. To znamená, že při rozdělení vzruchů se mohou šířit dále jen ty, které prochází AV uzlem.

Podle mikroskopického zkoumání se buňky **Hisova svazu** liší od ostatních buněk srdečního svalu pouze velikostí (jsou menší). **Purkyňovo vlákno** se naproti tomu skládá z dlouhé řady zvláštních soudkovitých širokých buněk, které jsou příhodně nazvány Purkyňovy myocyty. Toto vlákno obsahuje málo svalových vláken, neboť jsou uzpůsobeny k přenosu vzruchu a ne k vlastnímu stahu. Mají velký průměr, což zvyšuje rychlost šíření vzruchu, nacházejí se v nejhlubších vrstvách srdeční nitroblány komor, v místě jejího přechodu do vrstev myokardu.

V SA a AV uzlech se vzruchy šíří rychlostí 0,02-0,1m/s, v ostatních částech převodního systému se vzruchy šíří mnohem větší rychlostí a to až 4m/s. V pracovním myokardu jsou vzruchy zpomaleny na rychlost asi 1m/s.

Při optimálních podmínkách je směr šíření vzruchů v určitých okamžicích vždy stejný a výsledné faktory tedy můžeme snímat pomocí elektrokardiogramu, tzv. EKG.

4.2 Práce srdce - srdeční cyklus

Při elektrické aktivaci srdce se pravá i levá část srdce stahuje současně. Rozlišují se celkem čtyři základní fáze srdečního cyklu:

- Napínací – izovolumická fáze, vede k systolické ozvě
- Vypuzovací – ejekční fáze, vede k diastolické ozvě
- Fáze izovolumické relaxace
- Plnicí fáze

Během srdečního cyklu se mění tlak krve. Srdeční rytmus i tlak krve je u každého jednotlivce různá a u organismů druhově specifická.

Během první fáze, **napínací**, se komory kontrahují a tlak uvnitř komor velmi rychle stoupá. V tomto okamžiku jsou chlopně uzavřeny, dochází tedy k **izovolumické kontrakci**, tedy k první srdeční ozvě. Jakmile dosáhne tlak v levé komoře asi 80mmHg, čímž bude větší než je tlak v aortě, a otevře poloměsíčitě chlopně – aortální i pulmonální chlopně.

Tímto procesem se dostáváme ke druhé fázi, tzv. **vypuzovací**, během které tlak v levé komoře a v aortě dosáhne maxima, což je asi 120mmHg. Tomuto maximu se říká systolický tlak. Síla proudu krve na začátku aorty stoupne na maximum a je rychle vypuzena největší část tepového objemu. Následně se zmenšuje dráždění myokardu a tlak uvnitř komor klesá, až se dostane pod hodnotu tlaku v aortě a v arterii pulmonalis, což způsobí uzavření poloměsíčitě chlopně a vede ke druhé srdeční ozvě. Nyní zůstává v komoře asi 40ml endosystolického objemu.

Jsme v momentě, kdy začíná diastola komor *izovolumickou relaxační fází*. Do tohoto okamžiku se stihli naplnit síně krví z obou dutých žil z velkého tělního oběhu a do levé síně z plicních žil. K tomuto faktu pomáhá sací účinek komorové systoly, který je způsobený snížením ventilové roviny během vypuzovací fáze. Tlak uvnitř komor prudce klesne a tlak v síních zatím stoupne a cípaté chlopně se uzavrou. Současně s diastolou obou komor probíhá systola obou síní.

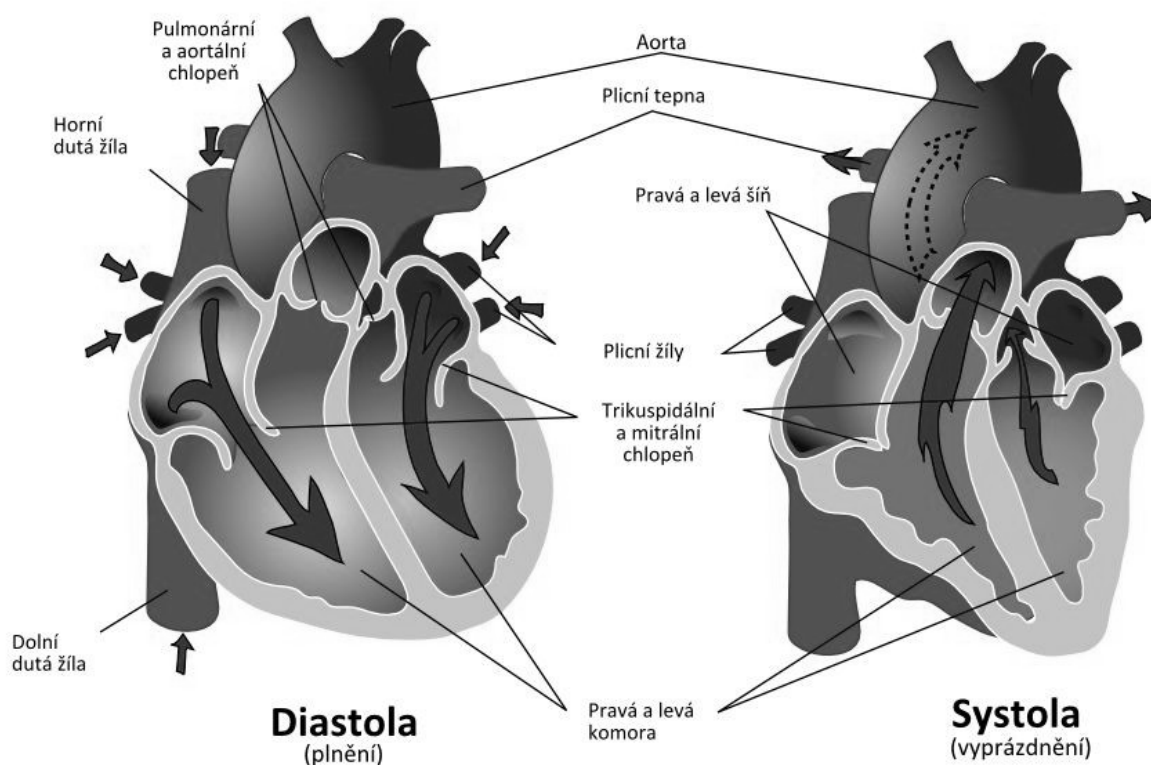
Začíná *plnicí fáze*, kdy teče krev z předsíní do komor. Systola síní však není pro plnění komor rozhodující a tak může docházet ke kmitání síní (fibrilaci), kdy chybí přispění síní k plnění komor. Celý proces probíhá tak rychle, že se komory naplní z osmdesáti procent už během první čtvrtiny diastoly. Plnění se zpomalí a dojde ke kontrakci síní, což přispívá k plnění komor asi 1%, samozřejmě při normální frekvenci srdečního rytmu. Srdeční rytmus vyvolá tlakovou vlnu, šířící se řečištěm arterií, jejíž rychlost je mnohem vyšší než rychlost proudění krve a v aortě je tato rychlost maximálně 1m/s. Rychlost se zvětšuje s menší poddajností cévní stěny.

Systoly se dělí na dvě fáze:

- Izovolumická kontrakce – roste při ní tlak, ale objem se nemění
- Ejekční fáze – objem se zmenšuje, ale tlak se nemění

Samozřejmě i diastola má dvě fáze:

- Izovolumická relaxace – tlak klesá, ale nemění se objem
- Plnicí fáze – objem komor roste, ale nemění se tlak



Obrázek 5: Schematické zobrazení systoly a diastoly⁴
(Znáornění proudu krve při systole a diastole, pohled zepředu)

Během každé systoly srdce vypudí asi 70ml krve. Množství, které přečerpá jedna komora za minutu, se říká minutový srdeční výdej. Tento výdej je tedy úměrný tepovému objemu a samozřejmě srdeční frekvenci. Za běžných podmínek je tedy minutový výdej asi 5-6 litrů za minutu. Komora tedy vypudí jedním stahem asi 60% svého objemu. Zvýšením tepové frekvence se však tento objem může zvětšit až pětkrát (tzv. srdeční rezerva). Tato hodnota se nazývá *ejekční frakce* a klesá při nedostatečné srdeční činnosti.

⁴ Obrázek převzat z internetových stránek „www.wikipedia.cz“

Síla, která pohání oběh krve, je tlakový spád v krevním řečišti, což je v podstatě tlakový rozdíl mezi částí tepen a žil celé oběhové soustavy. Krevní tlak je jiný v různých částech oběhové soustavy a je závislý na činnosti srdce a také na odporu, který vzniká při průchodu cévami, a je ovlivněn délkou i průměrem těchto cév. Velmi důležitou událostí je zpomalení toku krve ve vlásečnicích, dochází tu totiž k předávání živin a kyslíku tkáním a odvádění produktů metabolismu.

4.3 Řízení činnosti srdce

Změnou tepového objemu a tepovou frekvencí se reguluje srdeční výdej. Řízení těchto hodnot zajišťuje několik mechanismů, které jsou dány vlastnostmi srdce, nervovým a humorálním systémem. Heterometrická autoregulace, neboli **Starlingův mechanismus**, je popisován silou, kterou se myokard stahuje. Tato síla je úměrná prodloužení svalových vláken, což je způsobeno překrýváním aktinových vláken, při čemž dochází k vazbě aktinu a myosinu. Jak se aktinové vlákno prodlužuje, toto překrytí se zmenšuje a počet vazeb aktinu a myosinu roste. Tento mechanismus se uplatňuje při nádechu a výdechu, kdy se srdce přizpůsobuje změnám venózního návratu, a to plynulým způsobem, dále při změně tlaku velkých tepen a při udržení rovnováhy mezi výdejem pravé a levé poloviny srdce.

Síla stahů je závislá na frekvenci srdce a zvyšováním kontrakce se mění množství vápníku, který se začne hromadit v plazmě srdečních buněk, což způsobí otevírání vápníkových kanálů. Během diastoly se vápník zase odčerpává. Této regulaci se říká **homeometrická regulace**, tzv. **frekvenční efekt**.

Posledním typem regulace činnosti srdce je **neurohumorální regulace**, kdy se uplatňuje vliv neustálý vliv nervů. V nervové soustavě rozlišujeme tzv. **parasympatikum** (vegetativní, autonomní, nervy, které nepodléhají vůli a nachází se v hladkém svalstvu vystupujícím z páteře) a **sympatikum** (vegetativní nervy žebříčkovitého uspořádání tvořící samostatnou část nervového systému vystupující z míchy).

4.4 Elektrické děje v srdci

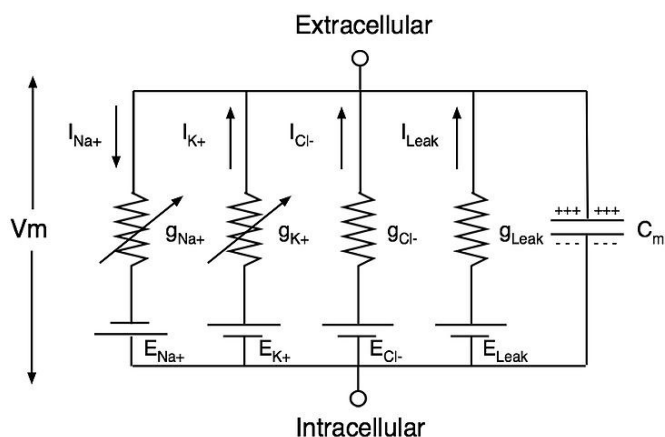
Srdeční **akční potenciál** je specifický potenciál s jedinečnými vlastnostmi nezbytnými pro funkčnost elektrického převodního systému srdce. Tento potenciál se výrazně liší v jednotlivých částech srdce. Tato různorodost je dána různými elektrickými vlastnostmi v jednotlivých partiích srdce.

Srdeční sval je v mnohém podobný kosternímu svalstvu a je stejně důležitým prvkem lidského těla. Stejně jako kosterní myocyty, tak i srdeční myocyty mají záporný membránový potenciál, pokud je sval v klidu. Vodivost membrán je závislá na počtu iontů draslíku (K), sodíku (Na) a vápníku (Ca).

Koncentrace iontů vně a uvnitř buňky (mmol/L)				
Prvek	Iont	Vně buňky	Uvnitř buňky	Poměr
Sodík	Na ⁺	135 - 145	10	14:1
Draslík	K ⁺	3.5 - 5.0	155	1:30
Chlór	Cl ⁻	95 - 110	20 - 30	4:1
Vápník	Ca ²⁺	2	10 ⁻⁴	2 x 10 ⁴ :1

Tabulka 1: Koncentrace iontů vně a uvnitř buňky⁵
(Tabulka porovnává hodnoty koncentrace iontů uvnitř a vně buňky)

⁵ Tabulka je složena z několika různých zdrojů a uvedené hodnoty jsou pouze orientační



Obrázek 6: Schematický popis iontové skladby buněčné membrány jako elektrického obvodu⁶

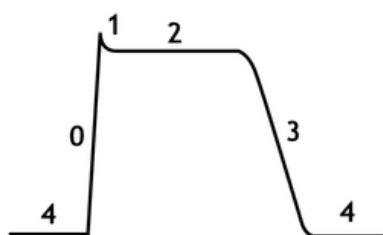
Klidový membránový potenciál je způsoben rozdílem v koncentraci iontů a vodivosti skrz membránu buňky během čtyř fází akčního potenciálu. Normální klidový membránový potenciál myokardu dosahuje asi -85 až -95 mV. Tento potenciál je určen selektivní propustností membránových buněk pro různé ionty. Rychlou změnou membránového potenciálu se vnitřek buňky dostane z původních asi -90mV na hodnotu +20 až +30mV, a to během asi 1-3ms. Nejlépe propustná je membrána pro ionty K^+ , a to v době klidového membránového napětí, tyto ionty po svém koncentračním gradientu vystupují z buňky a povrch membrány je poté pozitivní – dochází k tzv. klidové polarizaci membrány. Kontrakce K^+ je však v buňce 30krát větší než vně buňky.

Jakmile dojde k nadrahovému podráždění membrány, otevře se Na^+ kanál a sodík tak začne proudit dovnitř buňky a vnější povrch membrány získá negativní potenciál, tento stav nazýváme **depolarizací** membrány. Další na řadě je vápníkový kanál, při jehož otevření je membrána také depolarizována. Během této fáze se membrána nevrací zpět na původní napětí, ale zůstává depolarizována až několik set milisekund (100-300ms) a hodnoty napětí je asi +15mV.

Klidový stav je obnoven při **repolarizaci**, která trvá 200-400ms a je způsobena obnovením vodivosti membrány pro draslík. Celý akční potenciál trvá oproti jiným svalům podstatně déle a je výsadou právě srdečních buněk. Rytmičnou činnost srdce zajišťuje fakt, že během dlouhé depolarizace jsou buňky ve stavu refrakterní fáze, tedy nedráždivé a nereagují depolarizací na další podnět. Tento stav se nazývá **refrakternita**, jehož příčinou je neaktivita většiny napěťově řízených sodíkových kanálů.

Vzruchy jsou schopné generovat i buňky převodního srdečního systému, jako odpověď na elektrický podnět, to znamená, že vzruchy vedou a popřípadě jej samovolně tvoří. Schopnost samovolně tvořit vzruchy náleží části srdečních vláken, která téměř nejsou stažitelná, a říkáme jim srdeční převodní systém. Ostatní vlákna pracovního myokardu nejsou za normálních podmínek schopná vytvářet vzruchy a proto je jejich hlavní funkcí mechanická čerpací práce srdce. Všechny spontánní excitace z náhradních center, které vznikají jako odpověď na výrazné zpomalení nebo dokonce zástavu tvorby impulsů v SA uzlu se označují jako pasivní náhradní rytmy.

O velikosti akčního potenciálu buněk SA uzlu, kde vzruchy vznikají nejrychleji, rozhoduje rychlost pomalé depolarizace a maximální diastolický potenciál. Fázi akčního potenciálu je tedy pět a doba trvání je asi 200-400ms.



- Fáze č. 4** – klidový membránový potenciál, je spojena s diastolou srdečních komor, možná pomalá spontánní depolarizace
- Fáze č. 0** – rychlá depolarizace, maximální velikost napětí
- Fáze č. 1** – otevření Na^+ kanálu, depolarizace membrány
- Fáze č. 2** – rovnováha mezi Ca^{2+} a K^+ ionty
- Fáze č. 3** – zavírání Ca^{2+} kanálu, otevření K^+ kanálu, buněčná depolarizace

⁶ Obrázek byl převzat z internetových stránek www.wikipedia.cz

Jakmile je buňka jednou elektricky stimulovaná, začíná sled událostí zahrnující příliv a odliv různých kationtů a aniontů, které společně vytvářejí akční potenciál buňky rozšiřující elektrickou stimulaci do sousedních buněk. V tomto případě je elektrická stimulace šířena z jedné buňky do všech sousedních až do celého srdce.

Šíření vzruchu tedy probíhá přenášením podráždění pomocí lokálních elektrických proudů vznikajících mezi polarizovanými a depolarizovanými oblastmi srdečních vláken. Vznikne-li v jakémkoli místě převodního systému srdce vzruch, šíří dále po vláknech myokardu dokud neproběhne celým srdcem. Srdce funguje jako jeden velký celek, což je zajištěno spleťtým spojením jednotlivých buněk interkarálními disky, majícími nízký elektrický odpor. Vlastnosti srdce vytvářet si opakující podněty se říká **automacie**.

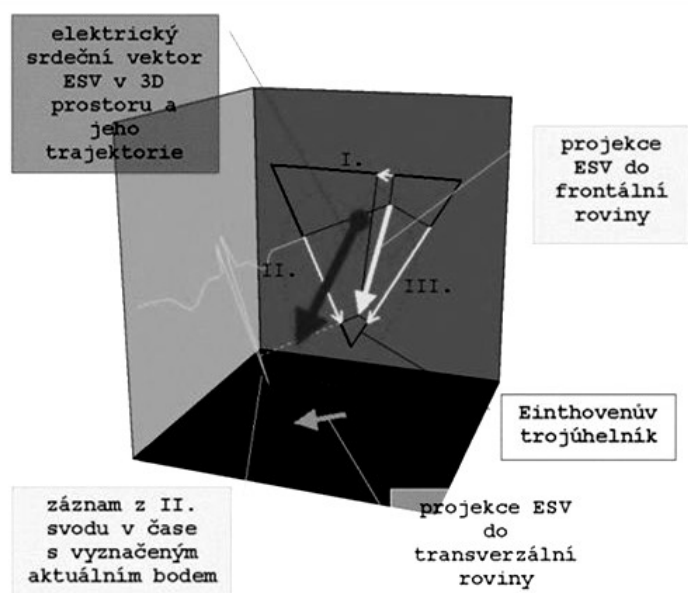
4.5 Elektrokardiografie - EKG

Již v roce 1842 italský profesor Bolognské univerzity Carlo Matteucci dokázal, že srdeční aktivita je doprovázena elektrickými proudy. O století později v roce 1924 nizozemský lékař Willem Einthoven vynalezl elektrokardiogram a přijal za tento vynález Nobelovu cenu.

Srdce je velká svalová pumpa, která je řízená elektrickými vzruchy, které vznikají v převodním systému srdce. Podstatou vzruchů je akční potenciál, který dnes můžeme snímat právě pomocí elektrokardiografu. Pro připomenutí srdečního cyklu si jednotlivé fáze zopakujeme na následujícím obrázku.

Elektrokardiograf je schopen zaznamenávat časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou. Výstupem elektrokardiografu je elektrokardiogram. EKG je neinvazivní vyšetřovací metodou, sledující průběh napětí vznikající díky různým elektrickým potenciálům převodního systému srdce. Celý srdeční cyklus lze zobrazit pomocí opakujících se segmentů elektrokardiogramu.

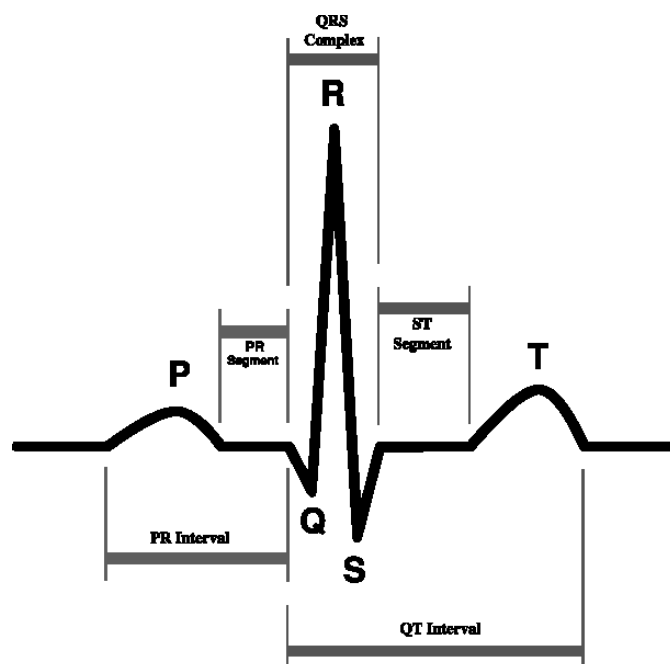
Každá buňka srdce tvoří při průběhu akčního potenciálu dipól- vektor o daném rozměru a směru. Tento vektor má směr od depolarizované části k polarizované, tzn. ve směru šíření akčního potenciálu. Při plné depolarizaci nebo polarizaci je tento vektor nulový. Součet všech vektorů srdečních buněk v jednom okamžiku vytvoří vektor reprezentující celé srdce, říkáme mu elektrický srdeční vektor (ESV). Směr ESV udává směr šíření akčního potenciálu a velikost zase počet a nárůst dipólů.



„Ukotvíme-li začátek všech ESV do jednoho místa (elektrický srdeční bod) a proložíme-li konci všech vektorů křivku, získáme 3 pravidelně se opakující smyčky (trajektorie) odpovídající jednotlivým fázím: depolarizace síní, depolarizace komor a depolarizace síní (depolarizace síní je přehlušena depolarizací komor).“

Obrázek 7: Elektrický srdeční vektor⁷
(Obrázek schematicky, jakým způsobem vzniká křivka EKG signálu)

⁷ Obrázek převzat z internetových stránek „www.wikipedia.cz“



Obrázek 8: Popis EKG křivky⁸

Srdeční cyklus začíná **P vlnou**, tj. depolarizací síní, která trvá asi 100ms a vzniká při ní napěťový potenciál vytvářející napětí o velikosti do 3mV. Vzhled vzniká v SA uzlu a vlna depolarizace se šíří na svalovinu předsíní. Amplituda tohoto vektoru je relativně malá, je to z toho důvodu že tenká stěna předsíní obsahuje málo svalové hmoty.

Následuje ji **P-R segment**, během něhož pokračuje depolarizace síní trvající 120-200ms až po depolarizaci komor. Jakmile vlna depolarizace dorazí do AV uzlu, dojde ke zpomalení jejího postupu dál. Pomalý posun podráždění v předsíní na komory je způsoben strukturou AV uzlu, který vede vzhled nejpozději z celého myokardu. Význam tohoto zpomalení je v oddělení systoly síní od systoly komor.

Po zpomalení v AV uzlu přechází vzhled na Hisův svazek a přes Tawarova raménka na myokard mezikomorového septa a vyvolává jeho depolarizaci ve směru od levé komory k pravé komoře. Další pokračování vzhledu vede dále po převodním systému a způsobuje tak depolarizaci myokardu v oblasti srdečního hrotu. V EKH signálu tak vidíme pozitivní **R-vlnu**. Depolarizační vlna dále pokračuje po svalovině komor až do endokardu a epikardu. Maximální amplituda je až několik milivoltů a končí během 100ms.

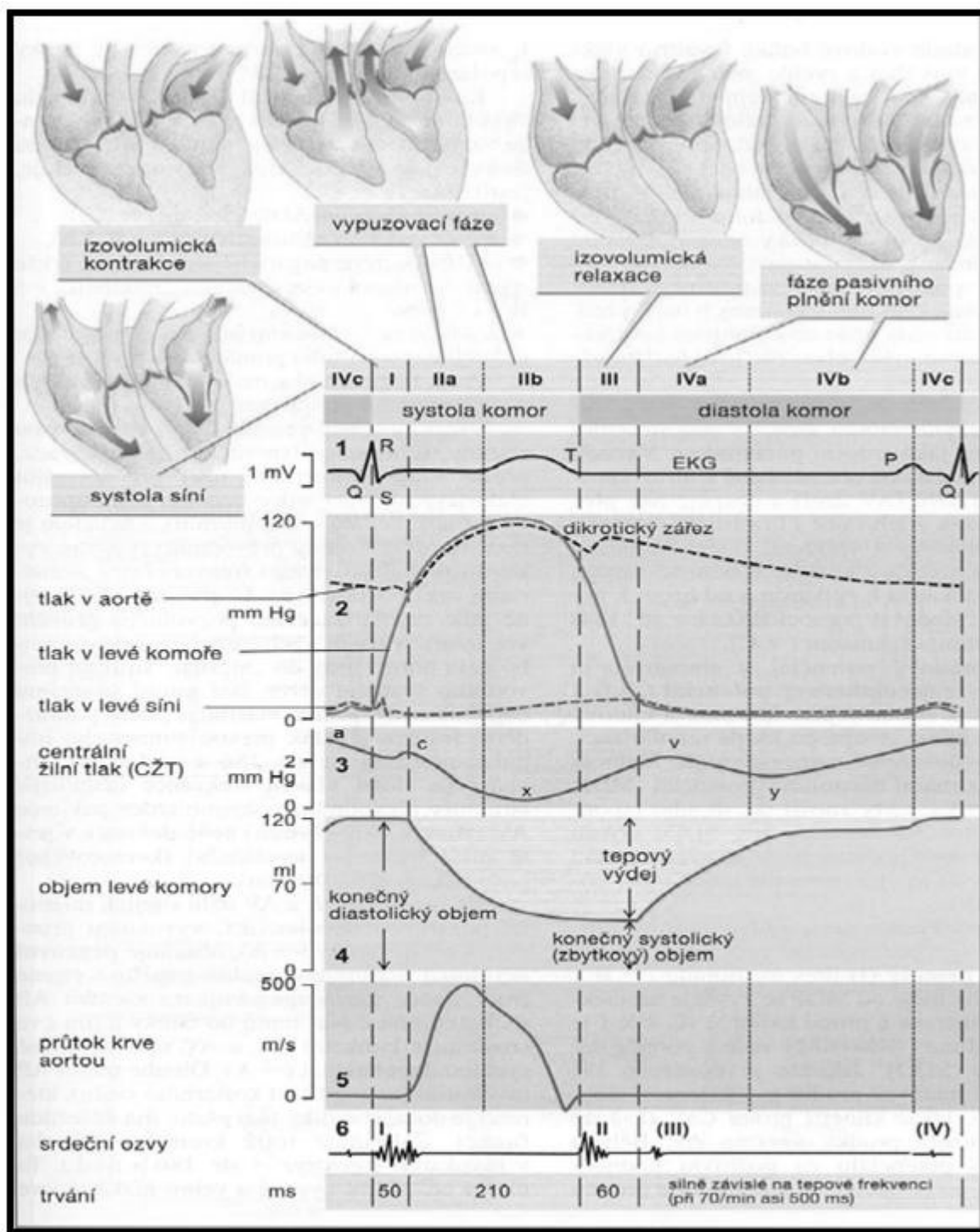
Během celé části **QRS komplexu** dojde k depolarizaci komor.

Jakmile se depolarizace rozšíří do celé svaloviny komor, na krátkou dobu elektrická aktivita srdce klesne na nulu (srdeční vlákna budou ve fázi, kdy mají stejný elektrický náboj a nikde netečou žádné elektrické proudy). Jde o S-T segment, při kterém napětí klesá nebo roste mírně do hodnoty 0,

Nastává depolarizace komor, kterou značí vlna T. Po této vlně občas následuje vlna U, což je plochá vlna ne zcela jasněho původu. Pravděpodobně je tato vlna způsobena depolarizací Purkyňových vláken, která mají nápadně delší fázi plató než ostatní buňky.

EKG používá takzvaný svodový systém, což jsou základní body lidského těla, na které jsou připojeny elektrody elektrokardiografu. Máme základních dvanáct svodů, které tvoří standardní svodový systém, navíc můžeme používat i některé další svody jako například prstové nebo jícnové, které slouží pro vyšetřování axiální (síňové) aktivity.

⁸ Obrázek převzat z internetových stránek „www.wikipedia.cz“

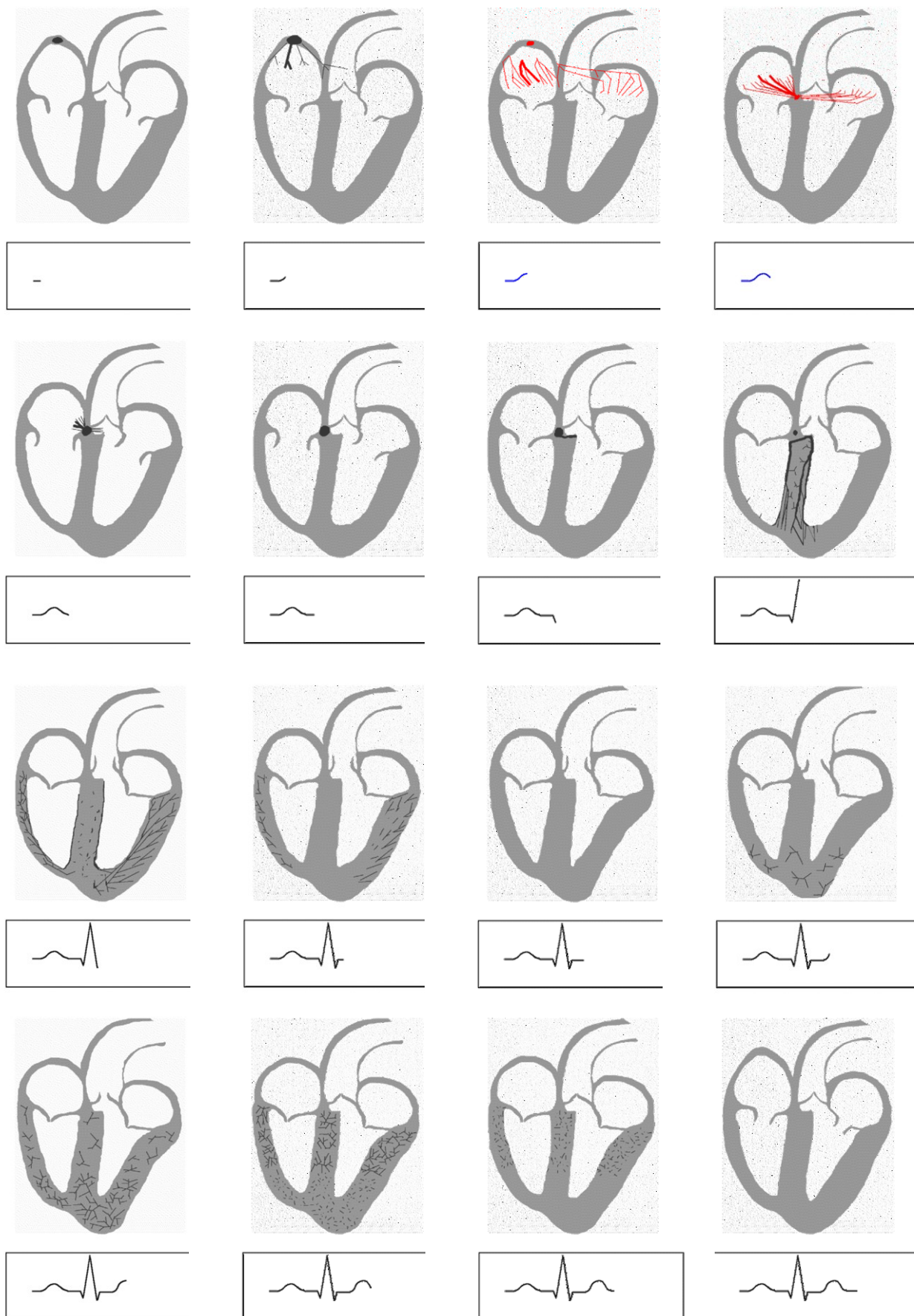


Obrázek 9: Souhrn srdeční činnosti⁹

(Obrázek představuje souhrnný pohled na činnost srdce, zobrazuje tak tlak, průtok krve a schémata jednotlivých fází srdeční činnosti při pohledu na srdce zepředu)

⁹ Obrázek byl převzat ze třetí přednášky Ing. Radima Koláře, Ph.D., garanta předmětu BLDT, ústavu UBMI

Názorný průběh šíření vzruchů srdce na EKG signálů¹⁰



Obrázek 10: Postupné šíření vzruchu srdečním svalem¹⁰

¹⁰ Obrázek převzat z materiálů Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze

3. MOŽNÉ NEBEZPEČNÉ STAVY

Nejčastějším projevem poruchy přenosu nebo vzniku elektrického impulsu v srdečním svalu jsou tzv. **arytmie**. Mohou to být arytmie síní nebo komorové podle toho, kde tyto poruchy vznikají. Pravděpodobnější výskyt je u arytmií síní, které bezprostředně neohrožují postiženou osobu na životě a mohou být v běžném životě skoro neznatelné a pacient o nich nemusí vůbec vědět, protože nezpůsobují vážnější poruchy srdeční činnosti a během určité doby mohou samy vymizet. Vážnějšími jsou však komorové arytmie, které mohou vést k poruše srdeční činnosti a v nejhorších případech k srdeční zástavě, což je urgentní stav, který se musí řešit tzv. defibrilací, o kterou se budeme zabývat až v následující kapitole.

3.1 Arytmie síní

Hlavní poruchou srdeční činnosti je samozřejmě porucha srdečního rytmu, tzv. **arytmie**, způsobená postižením nejčastěji převodního systému srdce. Toto poškození může mít několik příčin. Mohou mezi ně patřit ischemie (což je nedostatek krve v tkáních srdce), hypoxie (nedostatek kyslíku způsobený špatnou funkcí některého článku dopravy kyslíku), která způsobuje zvyšování oběhu krve pro kompenzaci nedostatku kyslíku. Další příčinou může být zánět srdečního svalu, anatomické změny myokardu a samozřejmě i některé léky.

Každé vnitřní onemocnění má svoje vnější projevy a u poruchy srdečního svalu tomu není jinak. Nejčastěji lze tedy pozorovat změny hrudníku, většinou je při těžkých vrozených vadách vyklenutý nebo jinak deformovaný, mění se rytmus srdečního tepu, může se přidat zvýšená tělesná teplota, pocit bušení srdce (palpitace), dušnost (dyspnoe) a samozřejmě bolest lokalizovaná za hrudní kostí. V horších případech se postižený dostává do stavu bezvědomí, kvůli nedokrvění mozku, při selhání pravé části srdce dochází k hromadění krve před srdcem a nastává tzv. periferní otok.

Arytmie dělíme podle různých hledisek na různé typy:

- Podle rychlosti srdeční činnosti:
 - Arytmie rychlé (tachyarytmie)
 - Arytmie pomalé (bradyarytmie)
- Podle místa vzniku v převodním systému
 - Sinusová
 - Supraventrikulární
 - Ventrikulární - komorové

K hlavním příznakům arytmií patří **tachykardie**, **bradykardie** a samozřejmě existují i mimořádné stavy, jako jsou **extrasystoly**, **fibrilace** a **flutter**. Je samozřejmě možné, že se mohou vyskytovat srdeční arytmie i na zdravém srdci, protože arytmie sama o sobě není důkazem srdečního onemocnění nebo jiného patologického jevu, ovšem každý patologický jev se vždy arytmií projevuje.

Mechanismus vzniku arytmií je úzce spojen s narušením elektrických vlastností membrány srdečních buněk. Například **extrasystoly** jsou předčasné stahy, které vznikají jinde než v SA uzlu, pokud jsou vzruchy z SA uzlu zpomalené nebo úplně vymizí a vzruchy z jiných center převodního systému jsou silnější.

Srdeční buňky mohou být ve stavu **refrakternosti**, kdy jsou absolutně nedráždivé nebo ve stavu relativní refrakternosti, kdy reagují na neprahové podráždění, což nastává s koncem vlny T. Poté následuje období supernormální dráždivosti a buňky lze podráždit i podprahovým podnětem a poté zůstává dráždivost konstantní až do následující depolarizace.

Za normálních podmínek je depolarizace šířena jako uniformní uspořádaná vlna postupně zasahující všechny oddíly srdce a nakonec sama vyhasne. Každá kontrakce vzniká znovu od začátku, protože se polarizační vlna nevrací na místo, kde již odezněla. Porucha odeznívání vzruchu je častou příčinou tachyarytmie a říkáme jí fenomén centry. To znamená, že v určitém místě srdečního svalu vzruch nevyhasne a dá podnět k nové excitační vlně.

Při odchylce oproti normálnímu záznamu EKG nad 90tepů/min vzniká **tachykardie**. Na EKG záznamu je tachykardie zaznamenatelná při zkrácení P-Q intervalu a možné vzestupné deprese S-T segmentu. Tato arytmie se vyskytuje při fyzické námaze, rozrušení nebo stresu, zvýšené teplotě a při různých srdečních onemocněních, ke kterým se samozřejmě přidávají i jiné příznaky.



Obrázek 11: Tachykardie¹¹
(Obrázek znázorňuje tachykardii na průběhu EKG signálu)

Označením normálního tvaru křivky, ovšem abnormálním zpomalením frekvence pod 60tepů/min je **bradykardie**. Dále se vyznačuje vysokou T vlnou a štíhlým QRS intervalem a prodlouženým P-Q segmentem. Může se vyskytovat i u zdravých osob a trénovaných sportovců nebo ve spánku, kdy se snižuje tonus sympatiku. Ale vzniká například po požití léků jako je digitalis, verapamil a podobně. Tento stav může způsobit infarkt myokardu a těžká bradykardie může způsobit pokles srdečního výdeje a může vést až k bezvědomí.

Flutter síní je způsoben opětovným vzruchem v pravé nebo levé síni. Typicky je inicializován předčasným elektrickým impulsem vznikajícím v předsíni, což způsobuje neustálou smyčku elektrické aktivity pohybující se okolo síní. Vliv a symptomy flutteru síní závisí na výkonu srdce pacienta. Existují dva typy flutteru síní. Prvním má frekvenci 240-350 tepů za minutu, druhý je mnohem rychlejší s frekvencí 340-430 tepů za minutu. Flutter síní může při velké frekvenci srdeční činnosti vést k zablokování a tzv. náhlé smrti, neboť může při frekvenci vyšší než 300/min zdegenerovat ve fibrilaci komor, způsobujících hemodynamický šok a smrt postižené osoby.



Obrázek 12: Flutter síní¹²
(Obrázek znázorňuje flutter síní na průběhu EKG signálu)

Fibrilace síní patří mezi supraventrikulární tachyarytmie s primární poruchou srdečního rytmu v síních. Je nejčastější formou srdeční arytmie a její výskyt narůstá s věkem. U osob starších 70-ti let je možnost výskytu fibrilací až 15%. Fibrilace síní je charakterizována abnormálně vysokou činností síní s frekvencí nad 300 tepů za minutu a vyznačuje se zcela nepravidelnou tvorbou impulsů v síni. Často se objevují nepravidelné a velmi nízké přehlédnutelné síňové vlnky, které neustále mění tvar a vzdálenost. AV uzel v tomto případě funguje jako blok a brání převodu většiny síňových stahů na komory, aby tak nedošlo k jejich vyčerpání. Typickým příznakem je ovšem nález na EKG, který ukazuje naprosto nepravidelnou srdeční aktivitu a na záznamu není patrná P vlna, která je nahrazena drobnými fibrilačními vlnkami o frekvenci 400-600/min.

Fibrilace síní způsobuje hemodynamické změny, jejichž příčinou je ztráta příspěvku síní v produkci vzruchů a zrychlená nepravidelná komorová frekvence. Dále dochází k poklesu minutového objemu a vzrůstu konečného diastolického tlaku v levé komoře. Mortalita je ve srovnání se sinusovým rytmem dvojnásobná.

Rozlišujeme fibrilaci síní hrubo-vlnnou a jemno-vlnnou.

¹¹ Obrázek převzat z práce „Základy EKG“, MUDr. Petr Haman, Plzeň

¹² Obrázek převzat z práce „Základy EKG“, MUDr. Petr Haman, Plzeň



Obrázek 13: Hrubo-vlnná fibrilace síní¹³
(Obrázek znázorňuje hrubo-vlnnou fibrilaci síní na průběhu EKG signálu)



Obrázek 14: Jemno-vlnná fibrilace síní¹⁴
(Obrázek znázorňuje jemno-vlnnou fibrilaci síní na průběhu EKG signálu)

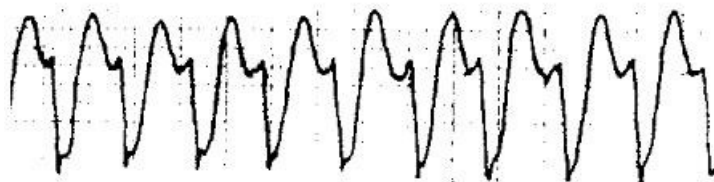
3.2 Arytmie komor

Doteď jsme se bavili o *síňových arytmiích*, nyní musíme přejít ke *komorovým arytmiím*, které bývají mnohem nebezpečnější. Nejčastěji mají tyto poruchy původ ve svalovině komor nebo v Purkyňových vláknech. V pravé komoře mohou vznikat extrasystoly, které mají tvar bloku levého raménka, naopak v levé komoře vznikají extrasystoly, které mají podobu pravého raménka, tzv. křížové pravidlo. DRS interval je v tomto případě vždy rozšířený nad 110ms. Komorová extrasystola se většinou nešíří zpět do síně, a proto nenarušuje sled sinusových vřuchů. Komory jsou poté v době normálního podráždění ještě v refrakterní fázi a tak dochází k úplné kompenzační pauze. Tuto arytmii nejčastěji způsobuje alkohol a nikotin a celá řada srdečních onemocnění.



Obrázek 15: Extrasystola komor¹⁵
(Obrázek znázorňuje extrasystolu komor na průběhu EKG signálu)

Komorová tachykardie je sled 3 až 5 a více po sobě jdoucích komorových extrasystolách rychle za sebou. Komory jsou tak aktivovány rychlostí až 220 tepů za minutu. Komorová tachykardie je mnohem vzácnější, ale za to závažnější než fibrilace síní. Na EKG záznamu nalezneme široký QRS interval aberantního tvaru, P vlny jsou skryty v aberantních komplexech a jejich frekvence je mnohem nižší než frekvence komorového komplexu.



Obrázek 16: Tachykardie komor¹⁶
(Obrázek znázorňuje tachykardii komor na průběhu EKG signálu)

¹³ Obrázek převzat z práce „Základy EKG“, MUDr. Petr Haman, Plzeň

¹⁴ Obrázek převzat z práce „Základy EKG“, MUDr. Petr Haman, Plzeň

¹⁵ Obrázek převzat z práce „Základy EKG“, MUDr. Petr Haman, Plzeň

¹⁶ Obrázek převzat z práce „Základy EKG“, MUDr. Petr Haman, Plzeň

Největším problémem je odlišení komorová tachykardie od síňové tachykardie se současnou bloádou pravého raménka. Z pohledu terapie je závažnost komorové tachykardie tak velká, že se musí urgentně řešit. Existuje takzvaná benigní forma, která přichází jako krátkodobá porucha u mladých lidí se zdravým srdcem. Na těžce poškozeném srdečním svalu však může vznikat maligní forma, která má velmi špatnou prognózu. Nejčastěji se komorová tachykardie vyskytuje jako pozdní komplikace infarktu myokardu, při pokročilých ischemických chorobách, při předávkování určitými léky, jako vrozený syndrom a zcela ojediněle u zdravých jedinců.

Fibrilace komor se projevuje jako chaotická elektrická aktivita, která vede k rychle se opakujícím nekoordinovaným a hemodynamicky neúčinným kontrakcím svalových vláken komor a tím k zástavě oběhu. Minutový srdeční výdej tak rychle klesá až na nulovou hodnotu a během několika minut může nastat smrt postižené osoby. Základní příznaky jsou bezvědomí, nehmotný puls a neslyšitelné srdeční ozvy a neměřitelný krevní tlak. Na EKG jsou jednotlivé kmity zcela nerozeznatelné a amplituda kmitů je různá, na začátku relativně vysoká postupně se však velmi rychle snižuje. Fibrilace komor vzniká vždy na hrubě porušeném srdečním svalu v místech, kde vznikly oblasti s různou refrakterností a kde se rychle tvoří lokální sledy impulsů. Fibrilace komor je hlavní příčinou smrti, pokud nedojde k včasné hospitalizaci při infarktu myokardu.

Komorová fibrilace vzniká při zasažení proudem, při otravě například digitalisem nebo při kardiochirurgických operacích. Rozlišujeme tři druhy fibrilací komor. Primární je velmi dobře léčitelná, neboť vzniká pouze díky elektrické nestabilitě srdce a nikoli kvůli mechanickému poškození srdečního svalu, takže nedochází k srdečnímu selhání. Sekundární fibrilace přichází při těžkém mechanickém poškození srdce a vede k srdečnímu selhání, hypotenzi nebo až kardiogennímu šoku. Posledním typem je terminální neboli předsmrtná fibrilace komor, kdy mají stahy různé bizarní tvary, zpomaluje se frekvence, prodlužuje se P-Q interval a objevuje se tzv. J vlna přicházející po R vlně. T vlna se zplošťuje. PO určité době se EKG záznam změní ve sporadicky se vyskytující komorové intervaly s nízkým napětím bez jakékoli možnosti rozeznat jednotlivé fáze a intervaly.



Obrázek 17: Fibrilace komor¹⁷
(Obrázek znázorňuje fibrilaci komor na průběhu EKG signálu)

Nejhorší možnou arytmií srdce je komorová zástava, kdy svalovina komor vůbec není elektricky aktivována a na EKG se objevují pouze P vlny nebo žádné známky aktivity (izoelektrická linie). Ke spontánní zástavě dochází při velmi těžkém mechanickém poškození srdce a obnovení srdeční aktivity je velmi málo pravděpodobné. Krátkodobě může k zástavě komor dojít i u zdravého jedince například při anestezii.

¹⁷ Obrázek převzat z práce „Základy EKG“, MUDr. Petr Haman, Plzeň

4. MOŽNOSTI ODSTRANĚNÍ NEBEZPEČNÝCH STAVŮ

Na postiženou osobu mají nebezpečné stavy vliv podle druhu arytmie. Může jít o dlouhodobé problémy, které člověka neohrožují na životě, pouze snižují kvalitu jeho života, nebo naopak může jít o akutní stav selhání elektrického systému srdce, který jej ohrožuje přímo na životě. V takovém případě může postižená osoba upadnout do bezvědomí, přestat dýchat a mít nehmatný puls. Zástava srdce je v tomto případě doprovázena prudkým poklesem koronárního perfuzního tlaku ($CPP = \text{rozíl mezi vstupem a výstupem krevního toku v srdci}$), který zajišťuje cirkulaci krve. Obvykle je hodnota $CPP = 60 \text{ mmHg}$, při zástavě však klesá na nulu.

V případě zástavy srdce a tím i krevního oběhu, dochází k nedostatečnému až žádnému okysličení orgánů. Nejnáchylnějším orgánem na přísun kyslíku je mozek, a proto při nedostatku kyslíku postižená osoba během několika vteřin upadá do bezvědomí a dochází k zástavě dýchání. Dalším poškozeným orgánem je srdce. Z výše uvedených důvodů je nutné obnovit srdeční činnost s maximální rychlostí, neboť během každé minuty klesá šance na záchranu o 7-10%, což znamená, že zhruba po deseti minutách bez zásahu je šance na oživení téměř nulová.

Kromě cirkulace krve a distribuce kyslíku má KPR ještě jiný velmi důležitý účinek. Pokud KPR neprovádíme, srdce se bude nalévat krví a začne tuhnout. Během více než pěti minut je ztuhlost srdce natolik velká, že jej činí resistantním vůči defibrinačním impulsu.

První pomocí v tomto případě tedy není použití defibrinačního impulsu, jak by se na první pohled mohlo laikovi sdát, jde však o kardiopulmonální resuscitaci (KPR). Cílem KPR je zajistit prokrvení, a tím i okysličení srdce i mozku a obnovení CPP minimálně na hodnotu 15 mmHg . Pokud je hladina CPP nižší, je prokazatelné, že srdeční sval je vůči defibrilačnímu impulsu resistantní právě kvůli ztuhlosti vzniklé naplněním srdce krví. Čím více tedy uplyne času od zástavy srdce, tím důležitější je provést účinnou KPR ještě před samotnou defibrilací a pokud je defibrilační impuls neúčinný, je nutné provádět KPR i mezi defibrilacemi, neboť každá přestávka v KPR znamená pokles CPP .

Jak jsme si řekli na začátku důležitou informací je, o jakou arytmiu se jedná. Nejprve si ve zkratce probereme řešení těchto stavů bez použití elektrických impulsů a „léčbu“ elektrickými impulsy probereme podrobněji v následující části.

4.1 Možnosti léčby (bez použití elektrických impulsů)

1. farmakologická – antiarytmika:
 - tachyarytmie (4 třídy antiarytmik dle Vaughana-Williamse)
 - bradyarytmie (atropin, ev. isoprenalin)
2. vagové manévry – Valsalvův manévr, okulokardiální, sinokardiální reflex
3. ablace arytmogenního ložiska
 - katetrizační – radiofrekvenční
 - chirurgická – resekční (laserová, kryo, ...)

Antiarytmika

Antiarytmika neboli antidysrytmika se používají k léčbě poruch srdeční činnosti, neboť ovlivňují srdeční kontraktilitu a hemodynamiku. Léčba pomocí farmakologických přípravků závisí na typu a délce trvání arytmií a na závažnosti stavu pacienta. Obnovení normálního srdečního rytmu a převodu se dosahuje snižováním či zvyšováním rychlosti, kterou jsou vzruchy vedeny a mění se vzrušivost srdečních buněk a otláčuje se tak jejich normální automacie.

Mechanismy změny membránové vodivosti (společné pro všechna antiarytmika):

- **Blokáda rychlých Na^+ kanálů.** Sodné kanály udávají rychlost depolarizace membrány během akčního potenciálu.
- **Ovlivnění průběhu akčních potenciálů** a prodloužení relativní refrakterní periody. Jde o ovlivnění draselných kanálů a oddalování fází depolarizace.
- **Blokáda pomalých Ca kanálů.** Dochází ke snižování sinusové frekvence díky zpomalování depolarizace pacemakerových buněk a snižuje se rychlost vedení vzruchu AV uzlem.
- **Blokáda aktivity sympatiku.**
- V případě AV blokády se někdy používají léky **inhibující vagové vlivy** (například atropin, antagonist muskarinového receptoru).
- **Zpomalení vedení vzruchu AV uzlem.** Používají se blokátory kalciových kanálů a β -blokátory. Ze stejného důvodu lze využít i parasympatomimetického účinku digitalisu.

Vagové manévry

Manévry vedoucí k podráždění určitých míst. Příkladem je Valsalvův manévr- usilovný výdech při zavřené hlasové šterbině. Používá se k zrušení některých tachyarytmií dochází k zpomalení převodu v oblasti AV uzlu.

Ablace arytmogenního ložiska

Po zjištění typu arytmie je do příslušné části srdce zaveden speciální ablační katétr, který má řiditelný konec a dovoluje snadnější hledání místa, které se podílí na vzniku nebo udržování arytmie. Po nalezení místa, které zodpovídá za arytmiu je do hrotu katétru puštěn speciální vysokofrekvenční střídavý elektrický proud o frekvenci asi 500Hz, který se mění na teplo (48°C) a zahřívá srdeční tkáň v rozsahu několika milimetrů okolo hrotu. Tímto "spálením" malého okrsku tkáně je zdroj poruchy rytmu odstraněn. Někdy je potřeba "spálit" o něco větší oblast tkáně, aby se předešlo kroužení elektrického vzruchu.

4.2 Možnosti odstranění nebezpečných stavů pomocí elektrického impulsu

Nebezpečné stavy srdečního rytmu nazývané arytmie jsou nejčastějšími onemocněními srdce, často to však bývají nezávažné případy, které si postižená osoba ani neuvědomuje. Pro zdravého člověka tedy tyto arytmie nepředstavují velké nebezpečí, ovšem u jedinců se srdečním onemocněním může i drobná arytmie jinak běžně neznatelná způsobit vážné poruchy, které jsou životu nebezpečné.

Léčba takovýchto stavů začíná v prvním případě u arytmií neohrožujících lidský život odstranění příčin těchto stavů a následná farmaceutická léčba. Dalším způsobem je vnucování umělého rytmu drážděním elektrickými impulsy nadprahové intenzity. Elektrické impulsy jsou vyvolány kardiostimulátorem a přivedeny elektrodami, čímž se vyvolá umělá kontrakce myokardu. Tato metoda je nejspolehlivější u srdečních bradyarytmií.

Největším ohrožením lidského života jsou však fibrilace síní a komor, které vedou k poruše nebo úplné ztrátě srdečních vzruchů, a tím i zástavě srdeční činnosti. Tento stav je třeba řešit v minimálním čase, neboť postižená osoba přichází během několika vteřin do bezvědomí (klinická smrt) a celková obnova srdeční činnosti je nutná do 4 minut, po kterých dochází k nedostatečnému zásobení mozku kyslíkem, což vede k trvalým následkům a při neřešení této situace k velmi rychlé smrti postižené osoby.

Stimulace srdce elektrickým impulsem:

- 1.) Kardioverze = rušíme poruchu srdečního rytmu
- 2.) Kardiostimulace = nahrazujeme poruchu rytmické funkce
- 3.) Defibrilace = rušíme fibrilaci komor

Kardioverze

Kardioverze je proces, který se používá k přerušení srdečních arytmií, nejčastěji fibrilace nebo flutter síní nebo při těžkých poruchách rytmu komor, kdy jde o zrychlenou ale zachovanou srdeční činnost. Tyto arytmie obvykle zhoršují výkonnost srdce, až o 25% snižují množství přečerpané krve, a mohou vést ke vzniku sraženin v srdečních dutinách.

Tento ambulantní výkon se provádí v celkové anestezii pacienta pomocí defibrilátoru, kdy používáme transtorakální defibrilační elektrody a stejnosměrný proud. Elektrody jsou umístěny na hrudníku pacienta nebo jedna na zádech a jsou spojeny kabely k zařízení, které kombinuje funkci EKG zobrazovací obrazovky a elektrické funkce defibrilátoru, neboť součástí procedury musí být kontrola EKG signálu.

Synchronizační funkce dovoluje kardiovertru dodávat elektrický impuls ve správný čas srdečního cyklu, tj. za T vlnou (před R vlnou QRS komplexu EKG signálu). Načasování elektrického impulsu způsobí, že impuls není dodán při fázi ochabnutí srdečního svalů, což by způsobilo fibrilaci komor (vulnerabilní fáze).

Defibrilační impuls by měl dosáhnout maximální vrcholové hodnoty proudu 60A a energie 400J. Zákroku předchází příprava ve formě účinné antikoagulace, tj. ředění krve léky.

Kardiostimulace

Rytmické vzruchy řídící činnost srdce mohou vznikat i jinde než v SA uzlu. Řízení srdce tak přebírá centrum s největší frekvencí vzruchů. Za normálních okolností v klidu generuje SA uzel vzruchy o frekvenci 70tepů/minutu, AV uzel 50-60tepů/minutu a komorová centra 25-45tepů/minutu.

Smyslem kardiostimulace je pak maximální přiblížení k normální funkci srdce. Pokud funkci tzv. „pacemakera“ převezme AV uzel, pak je vedení vzruchů mezi síněmi a komorami zcela přerušeno a síně a komory pracují nezávisle na sobě. Tento stav může vést ke zpomalení až zástavě činnosti komor, což vede ke klinickým projevům, jako jsou synkopy, prekolapsy atd.

Dělení kardiostimulace:

- 1.) podle doby trvání stimulace
 - a. dočasná (klinická)
 - b. trvalá (implantabilní)
- 2.) podle místa dráždění
 - a. přímé (endokardiální, myokardionální, epikardiální)
 - b. nepřímé (hrudní, jícnové)
- 3.) podle funkcí
 - a. neřízené
 - b. řízené
 - c. programovatelné
- 4.) počtu ovládaných dutin
 - a. jednodutinové
 - b. dvoudutinové
- 5.) podle typu elektrod
 - a. unipolární (záporný pól)
 - b. bipolární
- 6.) typu napájení
 - a. bateriové
 - b. vysokofrekvenčně buzené

Dlouhodobá kardiostimulace

Pro trvalou kardostimulaci využíváme tzv. implantabilních kardiostimulátorů, které mohou být řízené nebo programovatelné. Dnes se vyrábí kardiostimulátory ve velikosti 25g a životnosti více než 10 let. Dlouhodobá stimulace pak může být neřízená nebo řízená.

Neřízená kardiostimulace aplikuje impulsy s pevnou opakovací frekvencí a šířkou (asi 1Hz a 1,2-1,5ms). Jedná se o nejjednodušší typy, které se používají výhradně při chronické AV blokádě, abychom obnovili spontánní srdeční rytmus. Tento typ je jedno-dutinový, neboť řídí pouze činnost komor a síně tepou vlastní rytmem. Tento typ stimulace označujeme jako asynchronní.

Řízená kardiostimulace se naopak označuje jako synchronní, neboť k řízení generátoru impulsů používá P nebo R vlnu EKG signálu, stimulátor pak pracuje jako inhibovaný nebo řízený těmito vlnami. S rozvoje moderních technologií však došlo k velkému pokroku i v kardiologii a začali se používat programovatelné kardiostimulátory, které využívají technologie integrovaných obvodů. Takzvané adaptabilní kardiostimulátory umožňují i po implantaci dálkovým ovládním reversibilně měnit funkční parametry stimulace a získávat zároveň diagnostická data.

Krátkodobá kardiostimulace

Používají se jako dočasné stimulátory nebo stimulátory pro diagnostické účely buď pro přímou, nebo nepřímou stimulaci. Použité kardiostimulátory jsou univerzálním typem kardiostimulátoru, u kterého je možné nastavit různé pracovní režimy. I tento typ stimulace může být proveden buď přímo zavedenou stimulační elektrodou do myokardu, nebo nepřímo, kdy používáme dvě elektrody přiložené na hrudník.

Defibrilace

Defibrilace patří mezi urgentní zákrok pro záchranu lidského života při srdečních arytmiích, jako jsou **komorové fibrilace** a **komorové tachykardie**, která ovšem může spontánně přejít do normálního stavu, ale může také vyústit ve fibrilaci komor, která již sama nevymizí. Tyto nebezpečné stavy vznikají **primárně** (vznik a průběh byl popsán v předešlé kapitole) nebo **sekundárně** při zástavě dýchání nebo při vážných poruchách rovnováhy vnitřního prostředí, kterou může být zhoršená funkce orgánů nebo například porušení rovnováhy iontů. V tomto případě je tedy nutná první pomoc postižené osobě, která znamená kardiopulmonální resuscitaci, která zajistí prokrvení mozku ventilací plic a krevního oběhu, ovšem neznamená návrat srdeční činnosti do normálního stavu, což znamená, že během několika minut musíme provést defibrilaci a odstranit fibrilace komor, které samy o sobě neodezní bez vnější pomoci.

Úspěšnost defibrilace je ovšem závislá na čase, kdy od počátku fibrilace komor se snižuje pravděpodobnost přežití postižené osoby o 7-10% každou minutu. Ovšem po zhruba 11 minutách je šance na přežití postižené osoby téměř nulová. Další podmínkou úspěšnosti defibrilace je jisté procento prokrvenosti srdečního svalu, které se dosáhne během resuscitace. Pokud není prokrvení dostatečné, nelze tak obnovit činnost sinoatriálního uzlu, které leží blízko ústí horní duté žíly.

Rozlišujeme defibrilaci **přímou** a **nepřímou**. Přímá se aplikuje při otevřeném hrudníku při kardiochirurgických operacích a nepřímá vždy pouze při uzavřeném hrudníku. Přímá defibrilace může být prováděna externím defibrilátorem nebo tzv. implantabilním defibrilátorem, který je umístěn podkoží pod levým klíčkem (umístění se může lišit, v tom případě však dochází ke konstrukčním změnám přístroje).

Většinou se tyto přístroje implantují u osob starších 80-ti let, ovšem tento způsob defibrilace je někdy zapotřebí i u dětí. V tomto západě je však problémem rozdílná vnitřní stavba orgánů dítěte oproti dospělému člověku a také velikost srdečního svalu. Vědci však byli schopni vytvořit **softwarově modelovaný systém** schopný mapovat individuální hrudník a určit tak optimální pozici pro externí nebo interní defibrilátor. S pomocí dříve existujících chirurgických aplikací, SW používá mikrokardiální hodnotu napětí, aby předpovídal pravděpodobnost úspěchu defibrilace.

Nepřímá defibrilace se provádí pouze při uzavřeném hrudníku postižené osoby. Elektrody defibrilátoru nepřímé defibrilace se přikládají na hrudník v oblasti začátku hrudní kosti a pod levou prsní bradavkou.

Cílem defibrilace je **depolarizace nadkritické masy srdeční svaloviny** při zachované schopnosti srdce vytvářet a vést elektrické vzruchy a vykonávat mechanickou práci. Navození tohoto stavu dosáhneme opětovnému pravidelnému vytváření vzruchů v převodním systému srdce a pravidelným srdečním kontrakcím. Pokud však srdce není schopno samostatné elektrické aktivity, je defibrilace zbytečná, neboť není účinná.

Během defibrilace projde elektrický proud přes srdeční sval, který tak omezí vliv lokálních proudů, které způsobovali srdeční arytmií. Tímto způsobem tak vytvoříme gradient potenciálů, který změní polarizaci membrán, což bude blokovat kroužení depolarizační vlny. Pokud však není první výboj defibrinačního impulsu účinný, musíme defibrilaci opakovat (se zvýšením použité energie u bifázických typů defibrilátorů – viz dále, u dětí se hodnota energie dodaného výboje zdvojnásobuje).

Energie elektrického impulsu je různá pro různé arytmiie srdečního svalu:

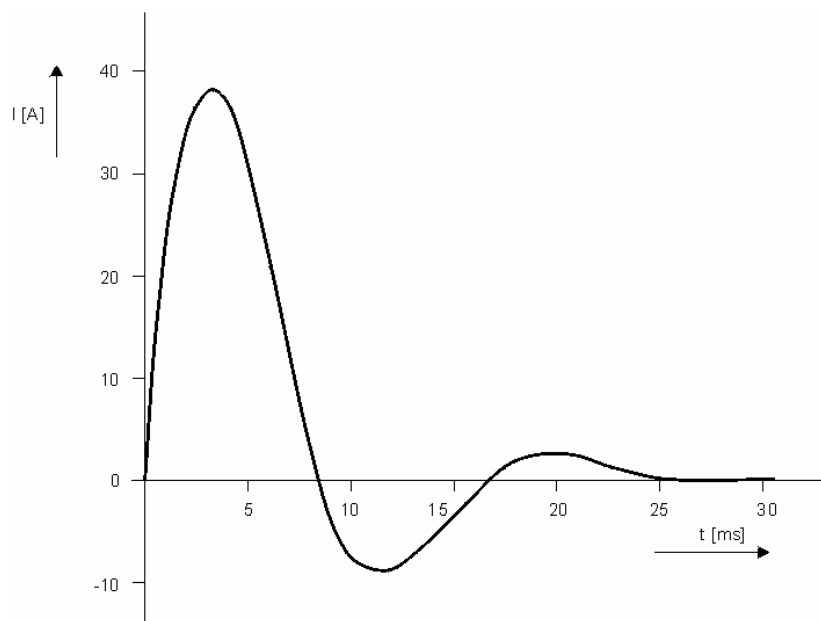
- Komorová fibrilace nebo tachykardie ... 200 až 360J
- Fibrilace síní ... 100 až 150J pro první impuls, pro další až 360J
- Flutter síní nebo tachykardie síní ... 50 až 75J



Nesmíme však zapomínat na to, že hodnoty elektrického impulsu použitého při defibrilaci se liší pro dospělé osobu a dítě, přičemž uvedené hodnoty odpovídají hodnotám určeným pro dospělé osobu (pro děti volíme průměrně 5-6J na kilogram váhy dítěte). Tyto hodnoty jsou pouze transparentní a nelze se jimi přesně řídit, neboť pro samotnou velikost konkrétní proudové vlny je rozhodující impedance (odpor) hrudníku konkrétního pacienta.

Rozhodující je, jak jsme se již zmínili, impedance hrudníku pacienta, protože celkový odpor obvodu (pacient – defibrilátor) se skládá z odporu samotného defibrilátoru a odporu hrudníku pacienta tato hodnota nabývá velikosti 25 až 150Ω (standardně 50Ω).

Dalším zásadním parametrem defibrinačního impulsu je délka jeho trvání. Pro nepřímou defibrilaci je vhodné použít elektrický impuls o délce 6-8ms, ovšem u přímé defibrilace je méně, a to 5-6ms (hodnoty amplitud proudu a použitých energií jsou uvedeny u jednotlivých typů defibrilátorů).



Obrázek 18: Tvar defibrinačního impulsu RLC defibrilátoru při nepřímé defibrilaci¹⁸

Konstrukce defibrilátoru se řeší pomocí RLC obvodu, kde kondenzátor slouží jako prvek akumulující energii. Generujeme tedy tlumený sinusový impuls. Energie kondenzátoru se pak rovnou vypočítá z kapacity kondenzátoru a napětí na kondenzátoru. Aby se dosáhlo optimální energie defibrilačního výboje pro nepřímou defibrilaci, musí být toto napětí hodnotu asi 600-750V.

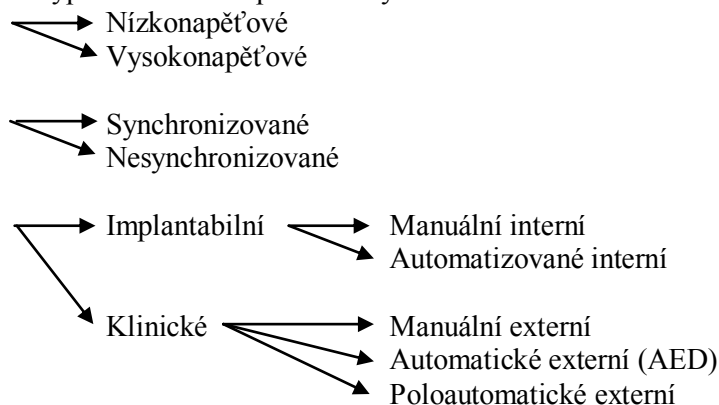
¹⁸ Obrázek byl převzat ze skript: „Terapeutická a protetická technika“, Doc. Ing. Jiří Rozman, CSc., Doc. Ing. Milan Chmelař, CSc., Ing. Karel Jehlička, CSc., Brno, 2004

5. Externí defibrilátor

5.1 Obecná teorie defibrilátorů

Při prvních pokusech o defibrilaci se vytvoření neprahového impulsu vytvářelo vybíjením kondenzátoru přes tělo postižené osoby, současné přístroje jsou však konstruovány tak, aby měnili polaritu výboje (rozlišujeme tak defibrilátory monofázické, bifázické i polyfázické). Impulzy jsou řízené i podle impedance povrchu hrudníku pacienta. Můžeme tak snížit potřebnou velikost proudu a energii, a tím se vyhnout poškození buněk následkem průchodu velkého proudu.

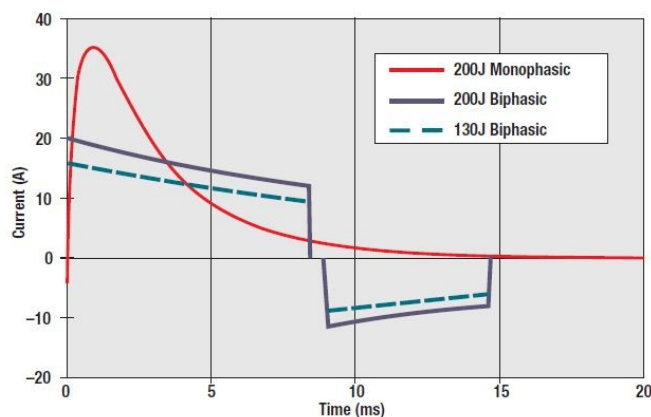
Rozdělení typů defibrilátorů podle různých hledisek:



V praxi se používají **klinické defibrilátory** se třemi různými druhy výboje při defibrilaci. Tyto výboje se dělí podle doby výboje, výrobce a typu přístroje. Nejstarší defibrilátory byly s **monofázickým sinusovým tlumeným výbojem**, který nebyl elektronicky řízený. Amplituda proudu je u všech používaných defibrilátorů největší a nereaguje na různou impedanci těla postižené osoby, tudíž dochází ke zbytečným poraněním pacienta a účinnost takového defibrilátoru je velmi nízká.

Dalším typem jsou **bifázické nelineární defibrilátory**, které již respektují konkrétního pacienta a proto je defibrilace účinnější. Ovšem nevýhodou je nelineární náběh proudu a neúplné řešení poškození tkáně postižené osoby. Celkově je ale účinnost vyšší a zátěž na srdce menší.

Nejefektivnější a nejbezpečnější jsou **bifázické lineární defibrilátory**, které jsou elektronicky řízeny, mají jednu konstantní vlnu a přizpůsobují se konkrétnímu pacientovi. Mají nejvyšší účinnost, působí nejmenší zátěž na srdce a jsou vhodné i pro děti.



Obrázek 19: Srovnání 3 typů prvního defibrinačního výboje¹⁹

(Grafy znázorňují používané druhy impulsů prvního defibrinačního výboje, na grafu jsou běžně používané hodnoty energie pro jednotlivé druhy, délka impulsu a amplituda proudu)

¹⁹ Obrázek byl převzat z internetových stránek: „www.aed-medi.com“

Parametry	③ Monofazický sinusový	② Bifazický nelineární	① Bifazický lineární
Energie výboje	200 J	130 J	120 J
Špičkový proud	33 A	30 A	14 A konstantní 1. vlna
Délka impulzu	20 msec	10 - 18 msec	10 msec
Účinnost při dané energii	63 - 93 % dle impedance	90 - 95 % dle impedance	99 % impedance nerozhoduje
Nároky na zdroj	značné	střední	nejmenší
Traumatizace myokardu, atd.	větší rizika	menší rizika	nejmenší rizika
Defibrilace při impedanci >90 ohm	obtížná	zlepšená	snadná
Přízpůsobení se různým imped.	neřešeno, rozdíly v proudech až 1 : 6 různá délka času	zlepšené, rozdíly v proudech 1 : 2,5 různá délka času	zcela vyřešené, rozdíly v proudech 1 : 1,3 konstantní délka času

Tabulka 2: Porovnání jednotlivých výbojů²⁰

(Porovnáváme používané druhy výbojů prvních defibrilačních impulsů, v tabulce jsou uvedeny hodnoty energie, délka impulzu a další vlastnosti)

Při přímé i nepřímé defibrilaci můžeme použít **klinických** (externích) **defibrilátorů**, konstrukce takového přístroje se však může podle použití lišit, a to hlavně tvarem elektrod a velikostí energie dodaného impulsu. Nejideálnější je **sinusový impuls**, vyskytují se však i jiné formy. Při volbě tvaru impulsu musíme brát v potaz základní pravidla, a to, že příliš úzký impuls zvyšuje svou amplitudu a dodaný impuls tak může mít nadkritickou až smrtelnou hodnotu proudu, na druhou stranu příliš široký impuls má sice menší amplitudu, ale mnohem delší dobu trvání, což vede k ohřívání tkáně, v nejhorších případech k elektrolýze tkáně (obsáhlejší popis nebezpečí elektrického proudu v poslední kapitole).

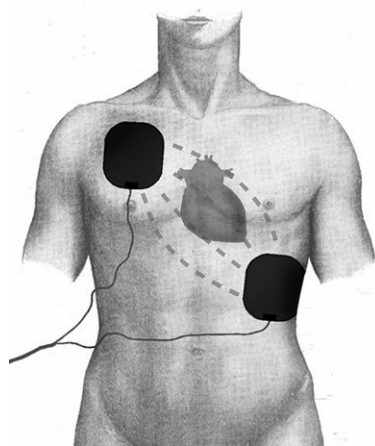
Kromě šířky a amplitudy impulsu rozhoduje o účinnosti defibrilace také počet impulsů dodaných srdeční tkáni, přičemž nejúčinnější je první impuls, proto by měl mít dostatečnou ale ne příliš velkou energii. U přímé defibrilace je hodnota energie takového impulsu asi 50J a maximální amplituda proudu 12A a délka impulsu asi 8ms. Při nepřímé defibrilaci musí být energie vzhledem k nutnému průchodu přes tkáň hrudního koše postižené osoby mnohem větší, a to nejvýše 360J. Pro dostatečnou účinnost musí být i amplituda proudu větší asi trojnásob, avšak délka trvání musí být kratší (vzhledem k amplitudě), a to asi 6ms.

Hlavním rozdílem (pokud mluvíme o defibrilaci) mezi fibrilacemi komor a síní je v tom, že komorové fibrilace nejsou synchronní, tudíž nezávisí na tom, v jakém úseku srdečního cyklu impuls dodáváme. Oproti tomu síníové fibrilace nemají vliv na kontrakce komor, tudíž jde o synchronní fibrilace, takže musíme impuls aplikovat hned po T vlně (před další R vlnou), abychom zabránili dodání impulsu během vulnerabilní fáze srdečního cyklu, což by mohlo způsobit fibrilaci komor. Abychom byly schopni dodat defibrilační impuls ve správný čas, je nutné k defibrilátoru přidat další nezbytné elektronické obvody.

Nedílnou součástí defibrilátorů jsou samozřejmě **elektrody**, které zajišťují předání elektrického impulsu z přístroje pacientovi. Máme dva základní typy elektrod, a to pro přímou a nepřímou srdeční defibrilaci. Pro nepřímou defibrilaci se užívá **velkoplošných elektrod** s izolovanými držáky, kdy je nutné vyvinout určitý tlak, aby bylo spojení elektrod a povrch hrudníku nejlepší, a zároveň je třeba použití obou rukou záchránce, což je pojistkou, aby se záchránce nedotkl postižené osoby, čímž by sám mohl dostat elektrický impuls.

²⁰ Tabulka byla převzata z internetových stránek: „www.aed-medi.com“

Umístění elektrod se může v různých případech lišit, základní umístění je, jsou-li obě diody na hrudníku, nebo jedna na zádech. Při umístění obou elektrod na hrudi přikládáme jednu na horní část hrudní kosti a druhou pod levou prsní bradavku.



Obrázek 20: Umístění elektrod defibrilátoru na těle pacienta²¹

U přímé defibrilace používáme **miskovité elektrody**, které se přikládají přímo na srdeční sval uvnitř hrudního koše. Opět je zde obouruční systém, ovšem plocha elektrod je mnohem menší, vzhledem k použitelné ploše tkáně. Oba druhy elektrod jsou vyráběny z nerez oceli nebo niklové či zlacené mosazi, tzn., že jsou vyrobeny z velmi dobře vodivých materiálů.

Co se týká **implantabilních defibrilátorů**, jejich impuls má mnohem menší hodnotu energie (maximálně 34J), neboť je zaveden přímo uvnitř hrudi pacienta. Přístroj je umístěn pod levý klíček a jeho elektrody jsou přes žilní cestu zavedeny do komory a druhý do horní duté žíly. Tyto elektrody jsou zaváděny pomocí katétru, což je úzká trubička nebo hadička.

6.3 Návrh externího defibrilátoru

Externí defibrilátory jsou určeny k dodání elektrického impulsu s větší energií než implantabilní defibrilátory, neboť elektrický impuls musí v případě externího projít skrz hrudní koš a svalovou tkáň k srdečnímu svalu. Defibrilátory lze navrhovat v různých variantách dle jejich použití, jednoduše může jít o automatické defibrilátory pro použití na veřejných místech a místech se zvýšeným počtem lidí, tj. pro „laické“ použití, dále může jít o vybavení nemocnic nebo rychlé a letecké záchranné služby, tedy „profesionální“ užití. Jednotlivé způsoby užití se budou lišit vybaveností přístroje a přídatnými obvody například pro monitoring vitálních funkcí.

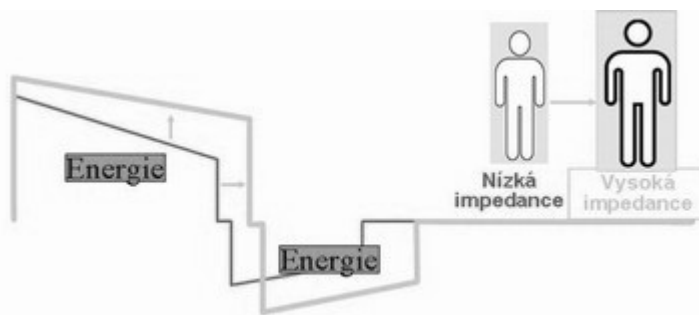
Pro zjednodušení uvedu dva příklady defibrilátorů, po jednom ze zmíněných skupin užití. Jako příklad laického užití můžeme uvést tzv. AED. Jde o Automatizovaný Externí Defibrilátor, což je malé zařízení napájené převážně bateriemi nebo nabíjecími akumulátory. AED by se měl použít vždy, je-li postižená osoba v bezvědomí a přestane dýchat, tj. jakmile jsou zjevné příznaky náhlé zástavy srdeční. Obvody AED analyzují srdeční aktivitu a jsou schopni sami nastavit parametry elektrického impulsu a impuls dodat (samozřejmě po aplikaci defibrilačních elektrod fyzickou osobou). Důležitými nastavbovými funkcemi jsou zvukový a hlasový doprovod (feedback pro laickou obsluhu), detekce pohybu pacienta (nebo měření odporu mezi elektrodami a kůží pacienta), hlášení stavu přístroje, možnost nastavení dávky energie nebo ukládání a stahování dat a programování přístroje. Vzhledem k zákonům a normám některých zemí světa je důležité nahrávání audio signálu pro pozdější analýzu bezprostřední scény defibrilace postižené osoby pro vyloučení případného zavinění úrazů apod. Dále je důležité uchovávat data o automatických testech přístroje, aby byla potvrzena jeho správná funkčnost nebo nutnost opravy či vyřazení přístroje.

²¹ Obrázek byl převzat z internetových stránek: „www.wikipedia.cz“



Obrázek 21: LIFEPAK® 20 společnosti Physio-Control

Příkladem profesionálního přístroje je tzv. LIFEPAK společnosti Physio-Control, který má všechny vlastnosti AED, avšak disponuje novými parametry a funkcemi, které z něj činí profesionální přístroj pro užití lékařem, hasičem nebo zdravotní sestrou. Jsou schopny monitorovat a zobrazovat EKG signál postižené osoby, lze je přepnout na manuální ovládání a používají bifázickou technologii výboje, která je adaptabilní vzhledem k okamžitému odporu pacienta a nabízí možnost flexibilního protokolu výbojů, tzn. že pokud byla první defibrilace neúspěšná, můžeme zvýšit energii druhého defibrilačního impulsu nebo můžeme měnit velikost energie vzhledem k impedanci pacienta, ta se totiž může měnit nejen dle věku pacienta (dítě nebo dospělý) ale i během resuscitace jak je uvedeno na následujícím obrázku.



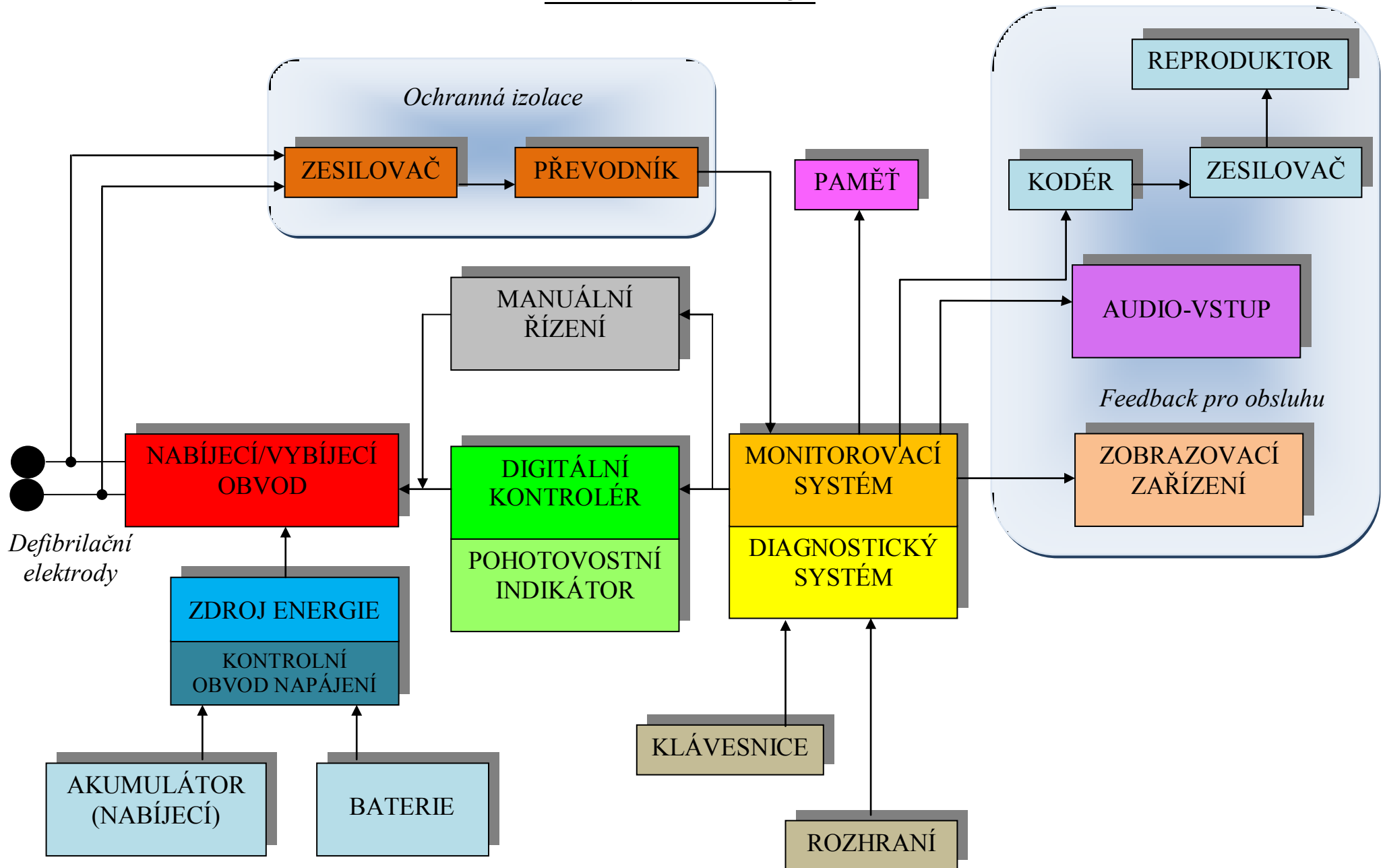
Obrázek 22: Bifázický výboj vzhledem k impedanci pacienta²²

Existují různé řady LIFEPAKů, které nabízejí různé funkce. LIFEPAK může sloužit jako defibrilátor, monitor nebo kardiostimulátor, je schopný aplikovat monofázický nebo bifázický impuls a může provádět synchronizovanou kardioverzi. Nadstandardně může obsahovat tiskárnu pro výpis EKG signálu nebo historii záznamů a podobně. Nabízí dále možnost rozšíření o 12-ti svodový EKG systém s analýzou, měření vitálních funkcí atd. Díky všem těmto funkcím a vestavěným blokům je LIFEPAK vhodný propouští v nemocničních zařízeních nebo pro rychlou a leteckou záchrannou službu.

V následující kapitole budu popisovat souhrnně všechny důležité bloky externího defibrilátoru pro obě výše uvedená zařízení. Některé bloky tak budou pro AED nadbytečné (jako je například detekce R-vlny nebo zapisovací zařízení) a naopak pro LIFEPAK mohou některé bloky chybět. Půjde tedy o obecný souhrn důležitých obvodů a bloků obecného externího defibrilátoru, jehož blokové schéma je na následujícím obrázku.

²² Obrázek byl převzat z internetových stránek společnosti Physio-Control

EXTERNÍ DEFIBRILÁTOR



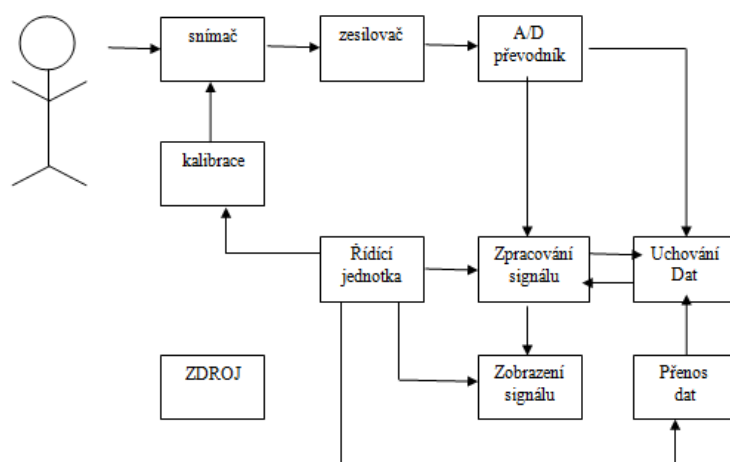
Srdcem defibrilátoru v našem případě bude diagnosticko-monitorovací systém. Tento systém má za úkol monitorovat a diagnostikovat srdeční činnost, na jejímž základě dochází v řídicím obvodu k vyhodnocení situace a potvrzení či vyvrácení potřeby elektrického impulsu. Za řídicí jednotkou musí být nabíjecí/vybíjecí obvod, který dodává přes defibrilační elektrody elektrický impuls srdci. Pro kontrolu účinnosti popřípadě neúčinnosti defibrilace slouží zabudovaný EKG monitor, který zároveň podává informace diagnosticko-monitorovacímu systému. Sledovaný EKG signál je snímán pomocí snímacích elektrod, které samozřejmě musí být galvanicky odděleny od zbytku obvodu, aby nedošlo k jejich poškození během defibrinačního impulsu, samostatné snímací elektrody může obsahovat jako rozšířené příslušenství zmíněný LIFEPAK, většinou však bývají snímací elektrody zároveň defibrilační, a to z důvodů šetření času aplikace dalších elektrod.

Externí defibrilátor by měl mít přepínač mezi automatickým a manuálním ovládáním v závislosti na tom, jestli je přístroj obsluhován profesionálně vyškolenou osobou nebo náhodně se vyskytnuvším laikem. Dalšími „vymoženostmi“ tohoto přístroje jsou samozřejmě podpůrné prostředky pro obsluhu přístroje, jako je zobrazovací, popřípadě zapisovací zařízení. Dále pak je důležitou součástí reproduktor, kterým může přístroj dávat jednoduché příkazy laické obsluze přístroje, aby došlo k co nejlepší péči o postiženou osobu. Další ne však tolik podstatnou součástí mohou být rozhraní pro ukládání dat popřípadě bezdrátové rozhraní nebo například klávesnicový nebo dotykový vstup.

Jedním z nejdůležitějších bloků je zdroj defibrilátoru, který může být buď formou baterií nebo akumulátoru. Pro funkční a správné použití je také důležité použít přístroj, který je v pořádku a nemá vybité baterie či akumulátor. Ke kontrole napájení přístroje slouží kontrolka napájení a dále je zde obvod pro kontrolu celkového stavu přístroje. Moderní přístroje mají také zabudovanou paměť a tiskárnu, které poskytují informace o provedených automatických kontrolách přístroje a kritických situacích.

Diagnostický/monitorovací systém

Diagnostický-monitorovací systém bývá ve většině případů samostatným odděleným přístrojem, který se používá k pozorování pacienta a snímání potřebných biologických signálů. Součástí takového samostatného přístroje jsou tedy na vstupu elektrody, za nimi následuje zesilovač, který snímání signál zesílí a potlačí rušivé signály. Abychom mohli signál zpracovávat moderními metodami, je nutné jej digitalizovat, proto je v systému zařazen A/D převodník, který daný signál navzorkuje. Následují bloky pro uchování dat pro pozdější potřeby a samozřejmě blok zpracování signálu. Pro zobrazování signálu slouží další blok, který je zároveň společně s blokem zpracování napojen na řídicí jednotku, pomocí které můžeme nastavovat parametry snímaného signálu. Každý takový přístroj samozřejmě potřebuje vlastní zdroj energie. Dále se však budeme zabývat dílčími bloky konkrétně výše vykresleného systému jako součástí AED.

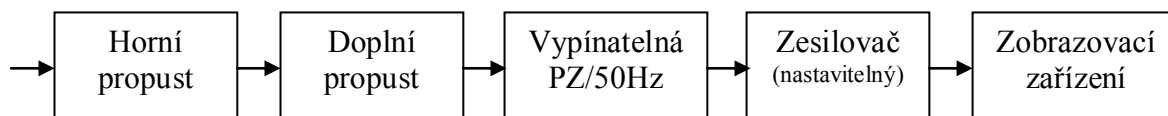


Obrázek 23: Obecné schéma diagnostického systému²³

²³ Obrázek byl převzat z učebních materiálů FEKT VUT

EKG monitor

V základu je EKG monitor zesilovačem biologických signálů, přesněji řečeno diferenčním zesilovačem. Pomocí několika svodů se snímá elektrický signál srdeční činnosti. Diferenční zesilovač tak porovnává kalibrační impuls (velikost asi 1mV) se snímaným signálem a jejich „rozdíl“ poté zesiluje, filtruje a pomocí zapisovacího nebo zobrazovacího zařízení signál vykresluje.



Obrázek 24: Blokové schéma EKG monitoru

Pomocí zesilovačů zvyšujeme úroveň signálů a provádíme impedanční přizpůsobení vstupu přístroje zdroji signálu a potlačujeme nežádoucí rušení z elektrovedné sítě.

Aby byla zachována potřebná kvalita a detailnost snímaného signálu bývá napěťový zisk 1000. Dále je nutné, aby šířka přenášeného pásma byla v rozmezí 0Hz až 100Hz a pro speciální účely až 1KHz. Kvůli odstranění stejnosměrné složky napětí je dolní hranice zvyšuje na 0,05Hz. Horní hranice je také částečně diskutabilní, ovšem kvůli zachování dostatečné detailnosti je kompromisem kmitočet 100Hz.

Vstupní odpor je v řádech MΩ. Na vstupní impedanci tak vysoké požadavky nejsou, vzhledem k velkoplošným elektrodám jde asi o 300kΩ. Mezi elektrodami a povrchem kůže však může vznikat nežádoucí přechodový odpor. Dalším nežádoucím prvkem může být rušení síťovým kmitočtem, proto musí být velikost vstupního odporu alespoň 10MΩ. Dále je nutné, aby měl zesilovač plynule nastavitelné zesílení.

Obvodem pacienta se uzavírá unikající stejnosměrný proud, kterému říkáme svodový. Tento proud musí být co nejmenší a dle norem IEC je požadována hodnota menší než 10μA, prakticky však dosahujeme hodnot do 0,7nA. Vstupní drift bývá 0,1-1μV/°C, šumové napětí 1-8μV_{ss} v pásmu 0,05-100Hz. Řada aplikací biologických zesilovačů v lékařských elektronických systémech vyžaduje galvanické oddělení vstupních obvodů (obvodu pacienta) od následujících obvodů přístroje.

Galvanické oddělení třemi způsoby:

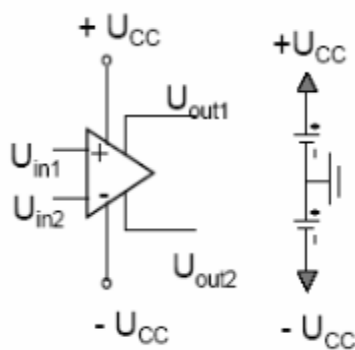
- =>užitím optického vazebního členu a obvykle impulsní šířkovou nebo sigma-delta modulací zesilovaného signálu
- =>užitím vysoce kvalitního toroidního transformátoru k přenosu, modulaci a demodulaci signálu na frekvenci 100-750kHz
- =>užitím páru kondenzátorů nízkých hodnot (asi 1pF) k navázání impulsně modulovaného signálu z izolovaného vstupu

Ve všech řešení je nutno použít k napájení speciálních izolovaných zdrojů.

Zesilovač biologických signálů

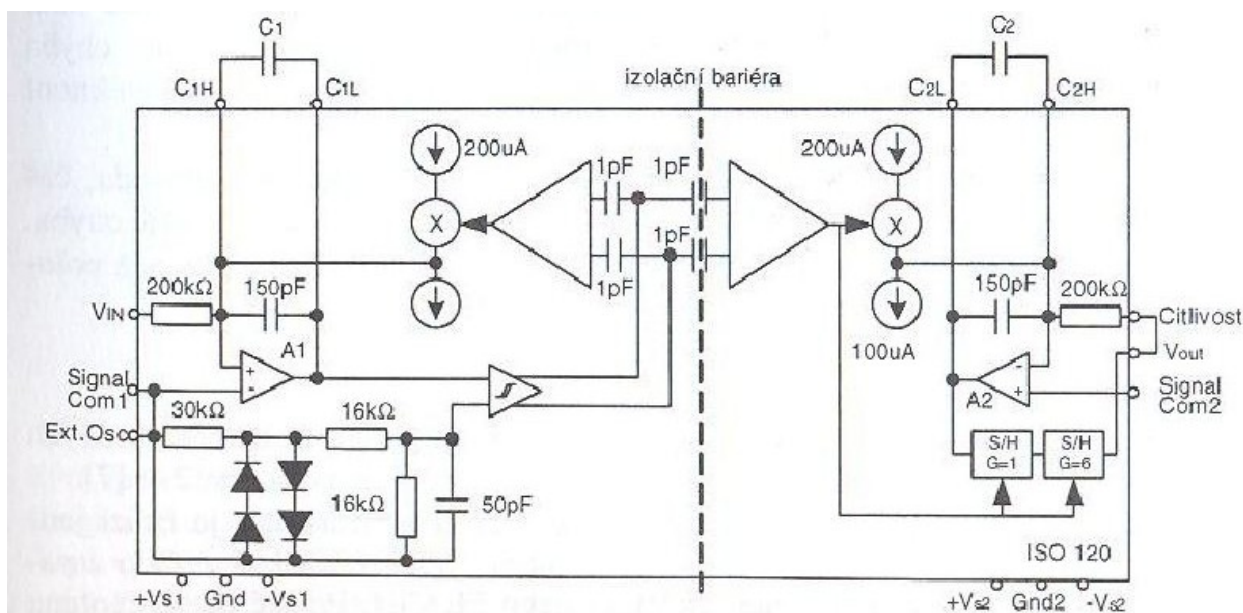
Většinou není potřeba u biologických signálů snímat stejnosměrné napětí a proto je většina zesilovačů řešena jako střídavé. Důležitým parametrem diferenčního zesilovače je diskriminační činitel, který souvisí se způsobem snímání signálu. Běžně je na vodičích elektrod soufázové napětí, které se tam dostane kapacitní nebo induktivní vazbou z elektrovedné sítě a je mnohem větší než samotný biologický signál. K potlačení zkreslení snímaného signálu síťovým kmitočtem je tedy nutné, aby byl diskriminační (neboli CMMR=Common Mode Rejection Ratio) činitel vysoký, minimálně tedy 98dB.

Diskriminační činitel $k_d = R_{\text{ozdílové}} / A_{\text{soufázové}}$



Obrázek 25: principiální zapojení diferenčního zesilovače²⁴

Problém, který ovlivňuje činnost zesilovače je stejnosměrné napětí snímacích elektrod. K odstranění tohoto napětí se používá filtr typu horní propust, neboť při snímání biologického signálu stejnosměrnou složku nepotřebujeme. Dalším parametrem zesilovačů je tedy hodnota stejnosměrného napětí, pro kterou je ještě zaručena správná funkce. Dalším způsobem potlačení nežádoucích signálů je zařazení zpětné záporné vazby. Může být také zařazena vypínatelná dolní propust pro filtrování vyšších harmonických složek a vypínatelná pásmová zadrž pro odstranění rušivých signálů elektrovedné sítě.



Obrázek 26: Obvodová struktura biologického zesilovače²⁵

Zařízení vyžaduje speciální stíněné kabely a ochranné obvody, které bývají součástí kabeláže.

Souhrn základních požadavků zesilovače:

- napětový zisk 1000
- šířka přenosového pásma 0,05-100Hz
- vstupní impedance –řády $M\Omega$ (10^6 - 10^{10})
- výstupní impedance co nejmenší
- CMRR min.89dB
- plynule nastavitelné zesílení (10-100000)
- filtr HP (odstranění ss složky signálu)
- filtr DP (odstranění vyšších harmonických složek, vypínatelný)
- zanedbatelný unikající proud
- minimální vlastní šum
- snadná kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení

²⁴ Převzato z učebních materiálů předmětu BAEO

²⁵ Obrázek byl převzat z informačních materiálů společnosti Texas Instruments

Detekce R-vlny

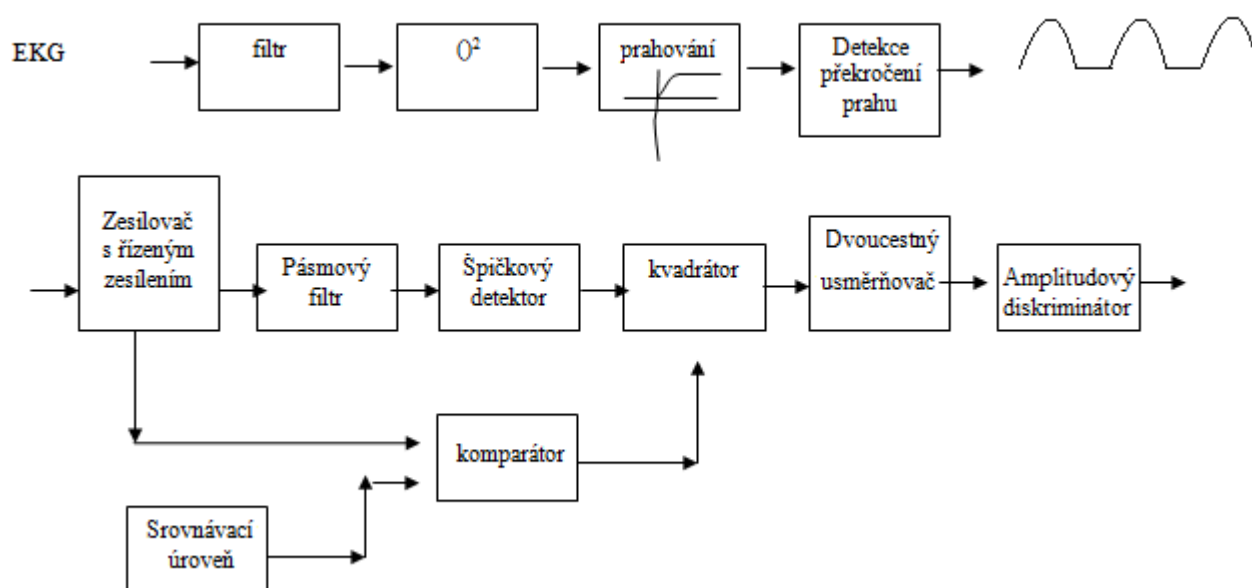
Abychom mohli z diagnostického-monitorovacího systému posílat informace nutné pro řídicí obvod a zařazený mikrokontrolér, musíme vyhodnotit, zda je nutný defibrilační impuls. Toho se docílí porovnáváním modelových struktur v knihovně EKG signál (pokud jde o automatizovaný režim). Pro správné umístění i odečítání hodnot je třeba určit začátek EKG signálu, což se provádí detekováním R-vlny, protože má ze všech vln signálu nejvyšší amplitudu a je tedy dobře lokalizovatelná. Tento obvod je vhodný zejména pro přístroje typu LIFEPAK, které umí provádět synchronizovanou kardioverzi, avšak například pro AED je tento obvod zbytečný.

Detekci R-vlny však znesnadňují některé rušivé signály a další přídavná rušení popsaná v požadavcích pro EKG monitor. Vzhledem k tomu, že při detekci R-vlny nepožadujeme plnohodnotnou diagnostickou hodnotu signálu, celá situace se nám značně usnadňuje. Rušivé signály způsobené dýcháním pacienta znamenají frekvence 0,15-0,6Hz, elektrodové artefakty vzniklé pohybem zase frekvence 0,2-1,5Hz a rušení elektrovednou sítí představuje kmitočet 50Hz. Myopotenciály patří do oblasti 20-500Hz. Těchto skutečností se při detekci samozřejmě využívá.

Nejobvyklejší postup při detekci R-vlny:

- Potlačení nežádoucího rušení
- Vyloučení vlivu polarity signálu
- Zvětšení odstupu mezi QRS komplexem a T a P vlnou
- Vybrání R-vlny

R-vlnu detekujeme pomocí velikosti prahu (šířka vlny se k detekci nepoužívá). Detekce QRS komplexu se provádí pomocí rozkladových filtrů a výstupní koeficienty jednotlivých úrovní jsou pak převedeny na absolutní hodnoty. Další zpracování probíhá v rámci dílčích bloků. V těchto blocích jsou pak nastaveny prahové hodnoty. V těch úsecích bloků, kde přesahují hodnoty výstupních koeficientů prahové hodnoty, jsou nalezena lokální maxima. Z takto nalezených maxim se dále vyberou ta, jejichž vzdálenost od následujícího maxima je větší než refrakterní doba (minimální časový interval mezi QRS komplexy). Konečný výběr komplexů QRS se děje po blocích přes sousední výstupy. Porovnává se počet nalezených maxim v prvním a druhém výstupu daného bloku. Je-li počet stejný, prohlásí se detekce z vyššího pásma za komplexy QRS.



Obrázek 27: Blokové schéma detektoru R-vlny²⁶

²⁶ Obrázek byl převzat z učebních materiálů předmětu BTPT

V současnosti je pro časově-frekvenční analýzu nejvíce využívána vlnková transformace (WT). WT je populární pro snadnou implementaci a její výsledky lze snadno interpretovat stejně jako Fourierovu transformaci pro frekvenční analýzu. Vlnková transformace (WT) je založena na použití sady matematických analyzujících funkcí nazývaných „vlnky“. Vlnky provádějí rozklad EKG signálu do sady vlnkových koeficientů a jsou odvozeny od obecně komplexní funkce $\psi(t)$ dilatací a posunem v čase. Každá analyzující funkce $\psi_{a,b}(t) = \psi((t-b)/a)$ má vlastní parametry – časovou lokalizaci definovanou posunem b a frekvenční pásmo definované dilatačním faktorem (měřítkem) a . Každý výsledný vlnkový koeficient koresponduje s měřením signálu v daném čase a v daném frekvenčním pásmu. Vlnkové koeficienty mohou být jednoduše vyjádřeny následující definicí vlnkové transformace (CWT)

$$WT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) f(t) dt$$

kde $f(t)$ je analyzovaný EKG signál a $*$ označuje komplexní sdruženost.

Navržená metoda se skládá ze dvou hlavních částí: 1. spojitě vlnkové transformace s diskretizovaným výstupem a 2. klasických algoritmů pracujících v časové oblasti.

Snímací/defibrilační elektrody

Defibrilační impuls je do obvodu pacienta distribuován pomocí páru elektrod, které jsou v našem případě zároveň snímací i defibrilační. U složitějších přístrojů vhodných pro použití v lékařských zařízeních může jít o dvě samostatné páry elektrod. Od elektrod žádáme co nejdokonalejší přechod mezi plochou elektrody a povrchem těla postižené osoby (tedy s kůží). Pro defibrilaci používáme dva typy elektrod, jde o elektrody pro dospělé a pro děti. Kromě speciálních přístrojů se defibrilátory nepoužívají pro děti mladší 1 roku. Dětské elektrody se používají do 8let a 25kg. Oproti elektrodám pro dospělé je rozdílné i jejich umístění, zepředu se umísťuje jedna elektroda mezi bradavky a vzadu mezi lopatky. Přístroj je také nutno buď manuálně nebo automaticky přepnout do režimu pro použití dětských elektrod, moderní defibrilátory již sami rozpoznají při připojení kabelu elektrod, zda jde o dětské nebo dospělé typy.

Elektroda je zjednodušeně vodič první třídy, kterým vedeme elektrický výboj do vodiče druhé třídy (kůže). Při měření biopotenciálů v principu jde o spojení vstupních obvodů elektronického přístroje s iontovým potenciálem měřeného organismu prostřednictvím elektrody. Používáme povrchové elektrody s vrstvou vodivého gelu, jde o tzv. plovoucí elektrody. Na rozhraní elektroda-elektrolyt se mohou výrazným způsobem projevit nevhodné vlastnosti elektrody, příčinou je vznik tzv. galvanického půlčlánku při vložení elektrody do elektrolytu. Užitím dvou elektrod se stejnými vlastnostmi a ze stejného materiálu se vzniklé napětí neuplatní (vyruší se). Při rozdílných materiálech obou elektrod nebo změnou odporu kontaktu elektrody s kůží však může dojít ke stejnosměrnému offsetu měřeného napětí, průchodu proudu elektrodami přes tkáň, a tak k driftu nulové linie zaznamenávaného signálu.

Napětí galvanických článků se pro různé materiály liší:

- =>Al-1,706V
- =>Zn-0,763V
- =>Ni-0,230V
- =>Ag-0,799V
- =>Au-1,420V
- =>AgCl-0,223V

V praxi se proto používají nejčastěji jako plovoucí elektrody sintrované elektrody s vrstvou chloridu stříbra.



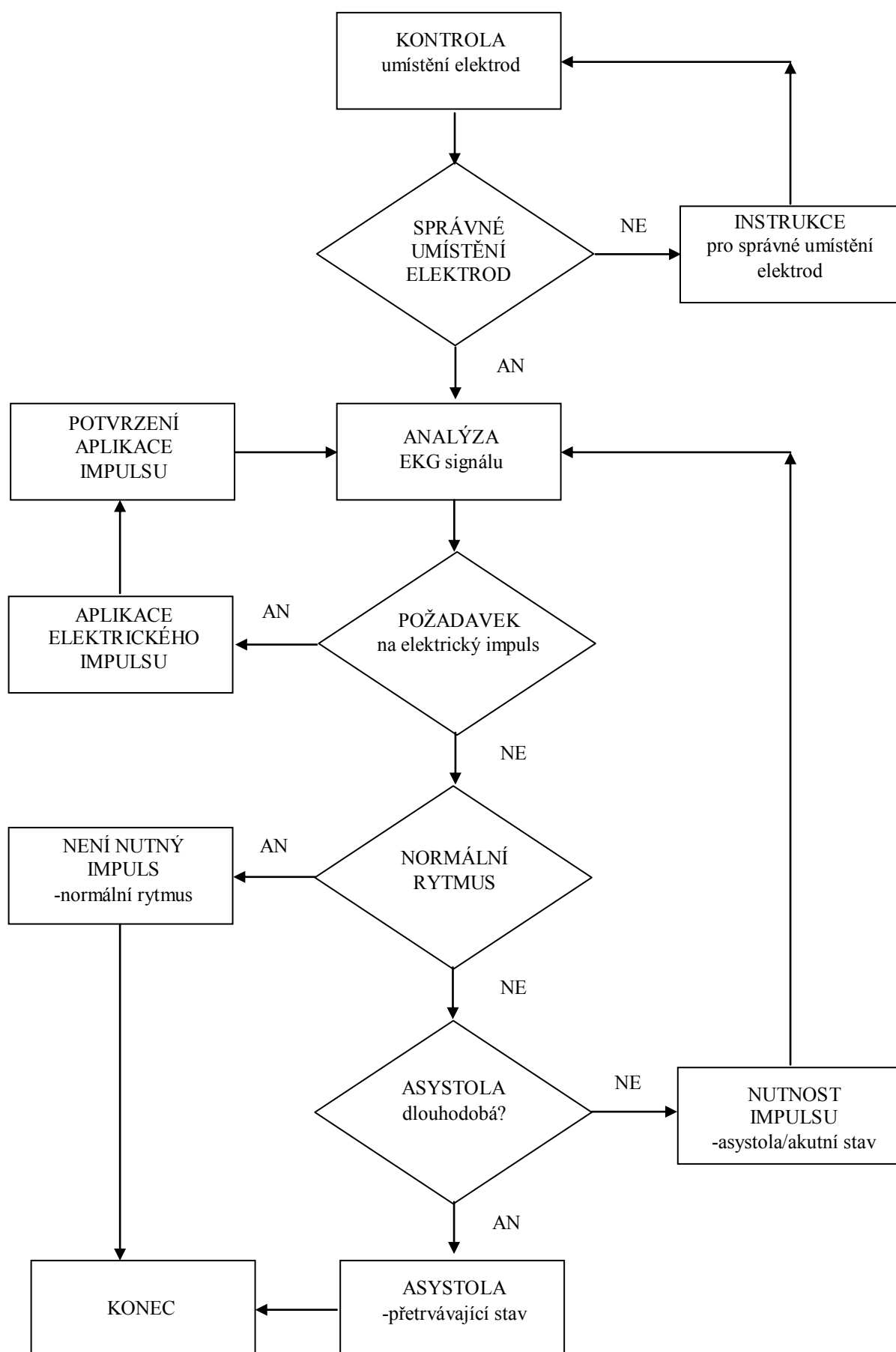
Obrázek 28: Multifunkční defibrilační (dospělé) elektrody společnosti Philips

Řídící kontrolér

Fibrilace komor se na EKG projeví typickou desynchronizací a pak je vcelku jedno, kdy defibrilační impuls aplikujeme. Při fibrilaci síní nebo flutteru síní však komory pracují normálně (nebo zrychleně) a na EKG jsou R vlny normální a T vlny superponovány na zvlnění odpovídající desynchronizaci síní. Defibrilační impuls se tedy umísťuje za vlnu T před vlnu R následujícího QRS komplexu, abychom nezasáhli tzv. vulnerabilní fázi (vzestupné rameno T vlny). Pokud bychom zasáhli impulsem T vlnu, mohli bychom způsobit fibrilaci komor a tím stav pacienta ještě zhoršit.

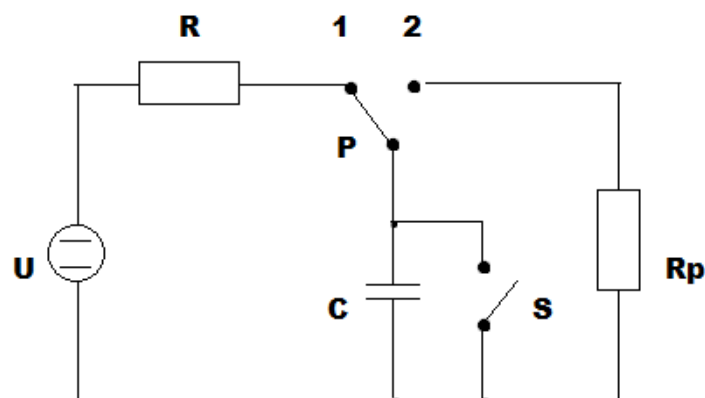
Signál z elektrod je veden přes spínač, který je normálně sepnut, na vstup zesilovače. Výstup zesilovače je spojen se vstupem detektoru R vlny, ten aktivuje zpožďovací obvod, který za 30ms rozeplná spínač elektrod na EKG zesilovači, který je tak chráněn před výbojem. R vlna sepne spínač pro vybíjení kondenzátoru pouze jednou, po vybití kondenzátoru se opět připojí snímací elektrody na vstup zesilovače a na EKG, aby bylo možno sledovat účinek defibrilace. Jako zpožďovací obvod můžeme použít hradlo s časovacím obvodem 555. Kdy se bude čítat čítač.

Řídící obvod realizujeme jednoduše pomocí mikrokontrolér, jehož vyhodnocovací proces je na následujícím obrázku.



Nabíjecí/vybíjecí obvod

Účinnost defibrinačního impulsu závisí z převážné části na velikosti impulsu, jeho tvaru a době trvání. Jak jsme si uvedli v kapitolách výše, neúčinnější je první půlvlna defibrinačního impulsu. Pro správnou velikost a tvar defibrilačního impulsu se ještě do nedávna používala v obvodu tlumivka. Výzkumem však bylo dokázáno, že například lichoběžníkovými impulsy lze dosáhnout stejného efektu avšak s nižšími hodnotami proudu, což snižuje riziko nežádoucích efektů, jako jsou například popáleniny. Nejjednodušší pulsní generátory lichoběžníkových impulsů umí generovat pouze kladné (monofázické) impulsy. Existují také programovatelné generátory, které umí generovat libovolný periodický průběh. Vybíjení kondenzátorů je řízeno pomocí tyristorů a pomocných spínačů ve složitějších zapojeních to mohou být tvarovače, zesilovače nebo klopné a logické obvody.

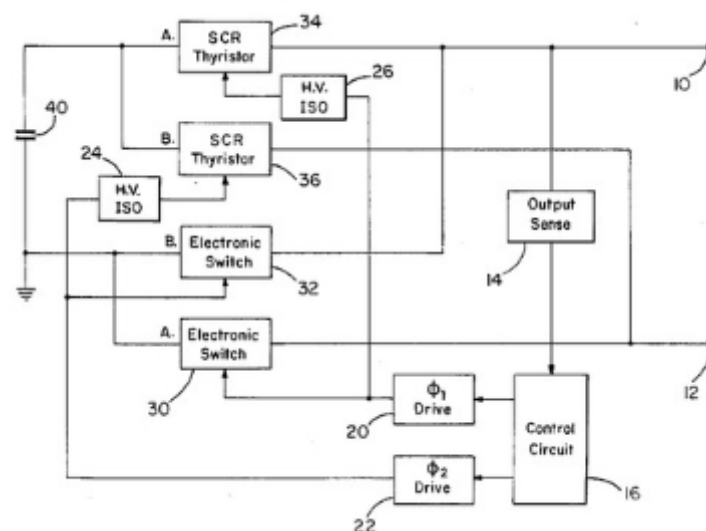


Obrázek 29: Principiální obvod vytváření defibrilačního impulsu lichoběžníkového tvaru²⁷

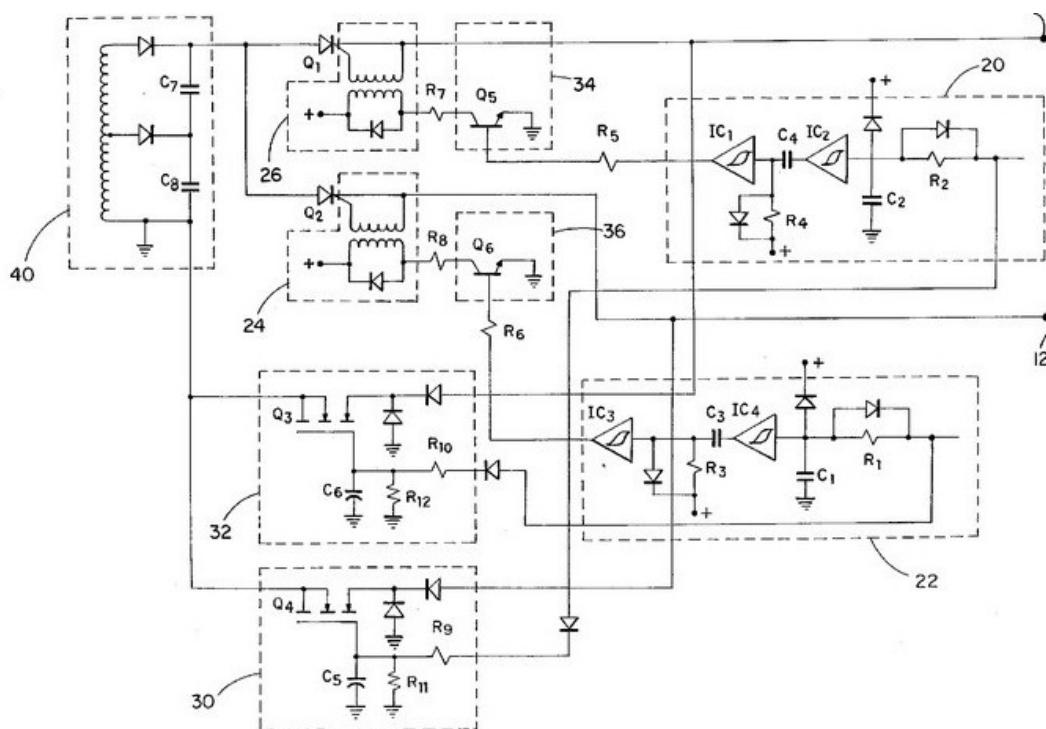
Snížení hodnoty protékajícího proudu pacientem se docílí širším defibrilačním impulsem. Důležité je také kontrolovat parametry impulsu vzhledem k impedanci pacienta, tímto parametrem je i délka impulsu, kterou lze pomocí výše uvedeného obvodu kontrolovat. Ve srovnání s klasickými kondenzátorovými obvody je jejich složitost, tento fakt však vyrovnávají obrovské výhody, jakými jsou právě zmiňovaná přesná definice trvání impulsu, a nebo také možnost vytvoření kombinovaných stimulačních impulsů.

Jak jsme si již řekli v obecné části, nejběžněji dnes používaným tvarem defibrilačního impulsu je bifázický vlna. Na následujících obrázcích je uvedeno konkrétní zapojení a schéma generátoru bifázických impulsů podle U.S. Patent z roku 1989, které přesněji ukazuje složitost zapojení takového obvodu.

²⁷ Obrázek byl převzat z knihy „Lékařská přístrojová technika I“



Obrázek 30: Blokové schéma generátoru bifázický vlny²⁸



Obrázek 31: Schéma zapojení generátoru bifázické vlny²⁹

Kontrola přístroje a správa energie

Z hlediska spolehlivosti a použití defibrilátoru je nutné jej pravidelně kontrolovat a zjišťovat stav připravenosti přístroje popřípadě vyměňovat baterie nebo zajistit pravidelný servis zařízení. Kontrola takového přístroje může být rozdělena na manuální a automatickou. Manuální kontrolou se myslí vizuální kontrola indikátorů přístroje a případné výměny jeho částí nebo servis. Automatická kontrola přístroje se dále dělí na kontrolu stavu baterií a stavu přístroje.

²⁸ Obrázek byl převzat z U.S. Patent 25.6.1989

²⁹ Obrázek byl převzat z U.S. Patent 25.6.1989

Kontrola stavu baterií

Nejjednodušším obvodem pro kontrolu stavu nabití baterie, popřípadě akumulátoru může být jednoduchý obvod s diodou, která propouští napětí až od určité hodnoty. Pomocí paralelního zapojení více diod bychom lehce mohli indikovat napětí o různých hodnotách a tedy různé stavy nabití napájecího zdroje. Obvod bychom mohli sestavit buď v analogové podobě a kontrolkou by mohla být například rozsvícená LED dioda, nebo digitálně pomocí kontroleru, který by vypsal stav baterie na zabudovaný LCD display.

Správa napájecího zdroje

Pokud máme k dispozici nabíjecí akumulátor je dobré jeho nabíjení kontrolovat a řídit. Správa napájecího zdroje tak řídí průběh a dobu nabíjení podle typu akumulátoru. Součástí správy je i DC/DC měnič, který zajišťuje nominální neboli specifické nabíjecí napětí.

Kontrola vybíjecího obvodu

Pokud doplníme obecné schéma vybíjecího obvodu o třetí stav přepínače, může být tento přepínač propojen s teplotním vybíjecím odporem a obvod je tak možné jednoduše nabýt tak jako bychom jej nabíjeli při použití defibrilačního impulsu s tím, že výboj by se „vybil“ přes teplotní odpor a tím by nedošlo k poškození přístroje. Nutno však počítat s tím, že tato kontrola bude čerpat energii z napájecího zdroje a tím jej vybíjet. Vzhledem k automatickému self-testu přístroje není tato kontrola mimo servisní údržbu nutná.

Automatický self-test přístroje

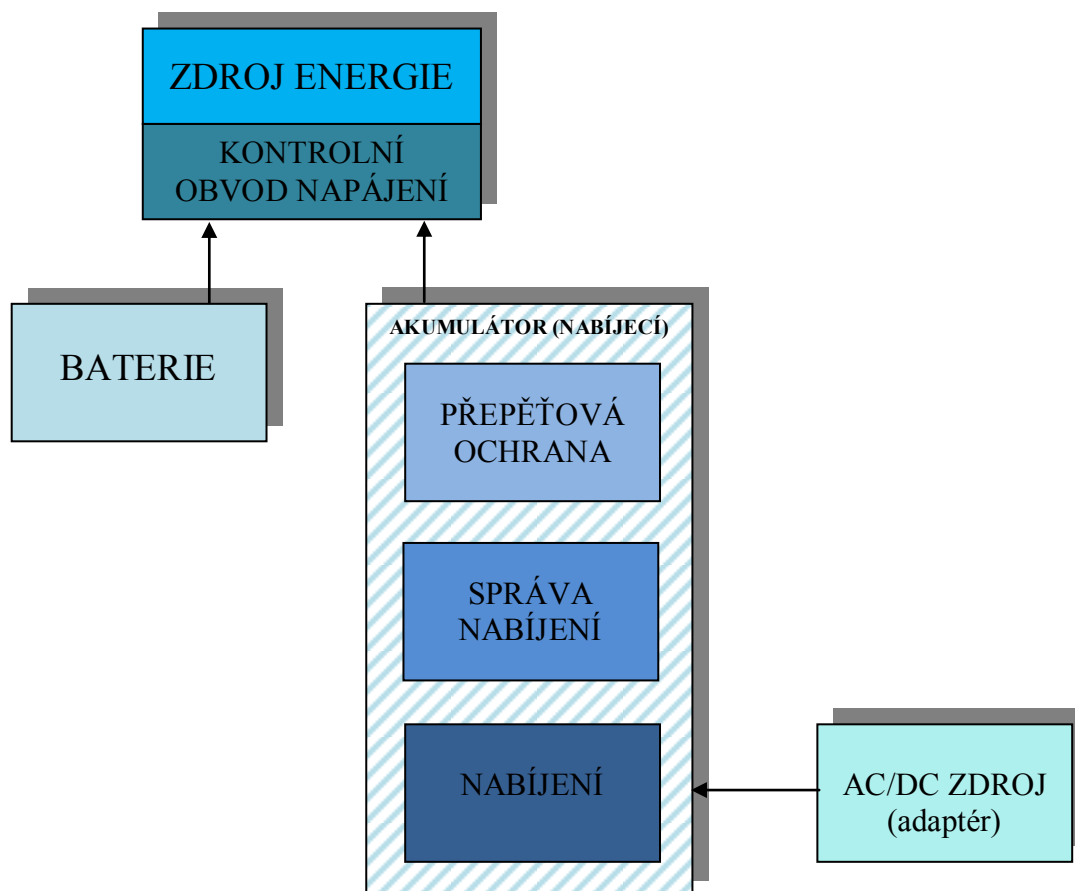
Tento test je automaticky prováděný za pomoci vnitřní řídicí jednotky, která vyhodnocuje stav a připravenost přístroje. Nejdůležitějšími prvky vyhodnocování je stav diagnostického systému, paměti a baterii pomocí integrovaného kontrolního SW, který může pracovat na různých principech (kontrola vodivosti jednotlivých bloků přístroje, pomocí generování předem daných signálů apod.), tento SW si výrobci externích defibrilátorů navrhují sami dle norem a všeobecných požadavků. Indikace tohoto testu pak může být světelná pomocí LED diod, zvuková pomocí reproduktorů, a nebo například vizuální pomocí výpisu informací o testu na zabudovaném LCD display. Při kontrole přístroje dále provádíme zkoušku zápisu do paměti, tónovou kontrolu reproduktorů a výpis kontrolního slova na zobrazovacím zařízení. Tato diagnostika může být prováděna obsluhou, ve většině případů však bývá automatická s periodou jednoho dne (SW+HW).

Kontrola elektrod

Pro správnou aplikaci defibrilačního impulsu je zapotřebí kontrolovat co nejlepší připojení elektrody ke kůži postižené osoby a tím i impedanci, která na tomto spoji vzniká, neboť by mohlo dojít k popálení pokožky. Kontrola elektrod tak zjišťuje stav připojení elektrod k pokožce pacienta, ale také správné připojení k přístroji.

Zdroj energie

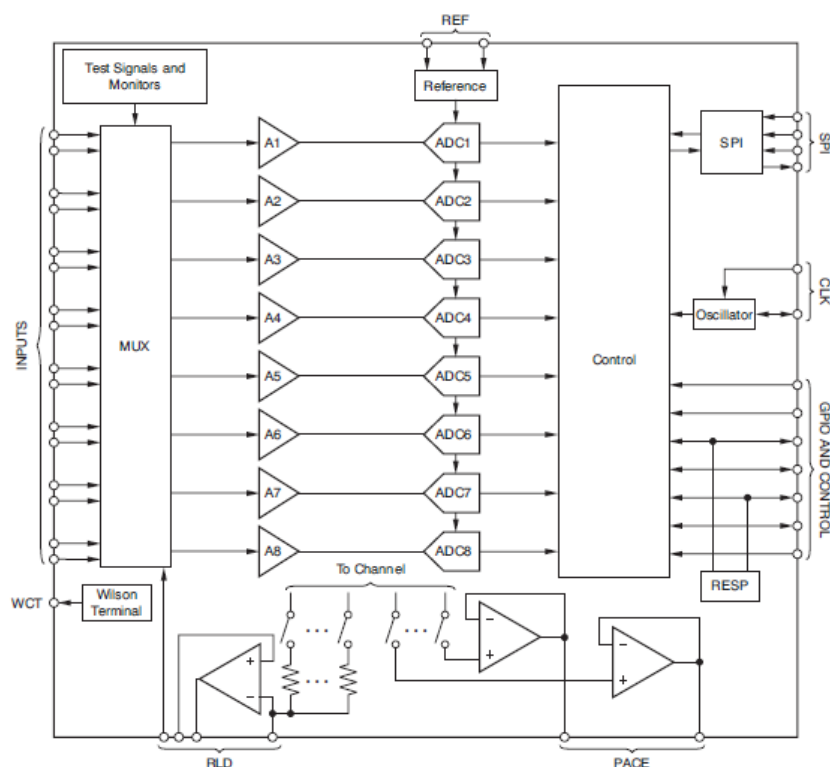
Na následujícím schématu je uvedeno přesnější blokové zapojení zdroje energie pro navržený defibrilátor.



Jako primární baterie, tedy bez možnosti dobítí, se používají Li/MnO₂ s voltáží 12V s kapacitou 4,5Ah. Nová baterie obvykle umožní asi 400 výbojů s energií 200J nebo zajišťuje provoz přístroje po dobu asi 1000minut. Baterie by měly být skladovány při teplotě kolem 20°C, pak vydrží baterie po dobu pěti let, nebo zajistí životnost přístroje v pohotovostním režimu 48měsíců.

AD Převodník

K převodu snímaného analogového signálu na signál digitální používáme AD převodník. V dnešní době jsou již na trhu převodníky velmi vysokých rychlostí a rozlišení, našim potřebám však stačí převodník uvedený na následujícím obrázku. Jde o výrobek společnosti Texas Instruments určený přímo pro medicínskou přístrojovou techniku.



Obrázek 32: Převodník ADS1298³⁰

Shrnutí vlastností vybraného AD převodníku:

- rozlišení 24bitů
- 4 vstupní kanály
- offset 500μV
- SNR 112dB
- CMRR 115dB
- pouzdro s 64 vývody
- 8 nízkofrekvenčních zesilovačů
- 8 digitálních převodníků s vysokým rozlišením a simultánním vzorkováním

Moderní převodníky mají samozřejmě zabudované indikace stavu, jako jsou průběžné detekce přerušených přívodů nebo zabudovaného oscilátoru a reference. Spotřeba takové součástky je asi 1W/kanál, což je minimální zátěž pro spotřebu energie z napájecího zdroje.

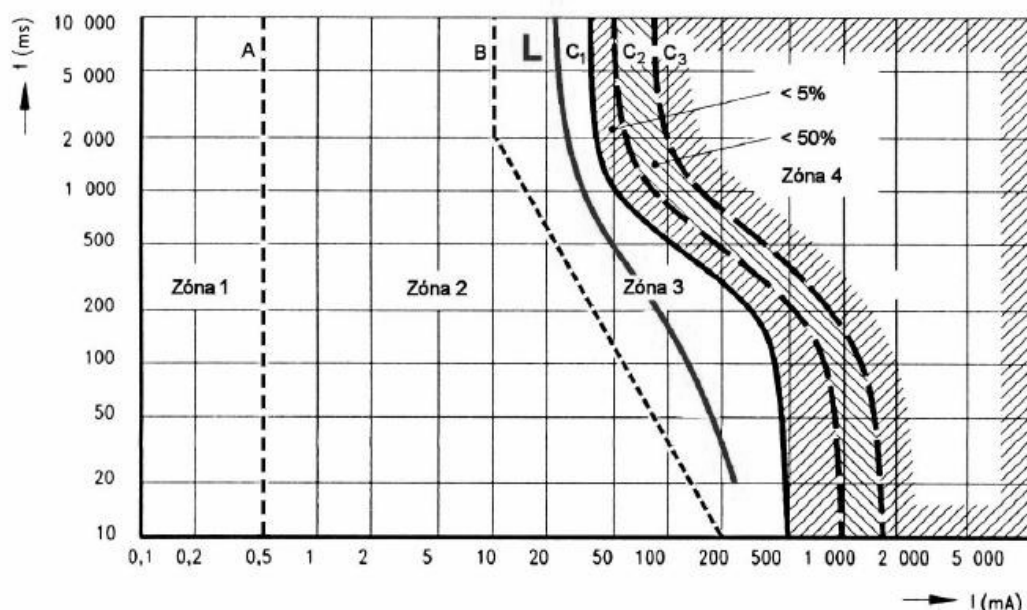
³⁰ Obrázek byl převzat z datasheetu společnosti Texas Instruments

6. Závěr

6.1 Nebezpečí úrazu elektrickým proudem

Pokud pracujeme s elektrickým proudem, musíme si být vědomi základních pravidel používání elektrických zařízení a jejich „živých“ částí. Dojde-li k porušení pravidel pro použití takovýchto zařízení, může dojít k úrazu elektrickým proudem. Následné shrnutí nebezpečí úrazu elektrickým proudem také poukazuje na to, jak na rozdíl od defibrinačního impulsu může elektrický výboj ublížit.

Při úrazu elektrickým proudem je rozhodující **velikost protékajícího proudu**, která není závislá na napětí a na celkové impedanci obvodu uzavřeného tělem. Dalším faktorem je **cesta proudu tělem, doba působení, kmitočet proudu**. Účinek zásahu se projeví také podle toho, v jaké fázi srdečního cyklu byla postižená osoba zasažena. Pokud je postižená osoba zasažena napětím vyšším jak 50V začne se vrstva pokožky prorážet a nad 200V je pokožka velmi silně poškozena.



Obrázek 33: Graf nebezpečných zón při zasažení srdce el. proudem³¹

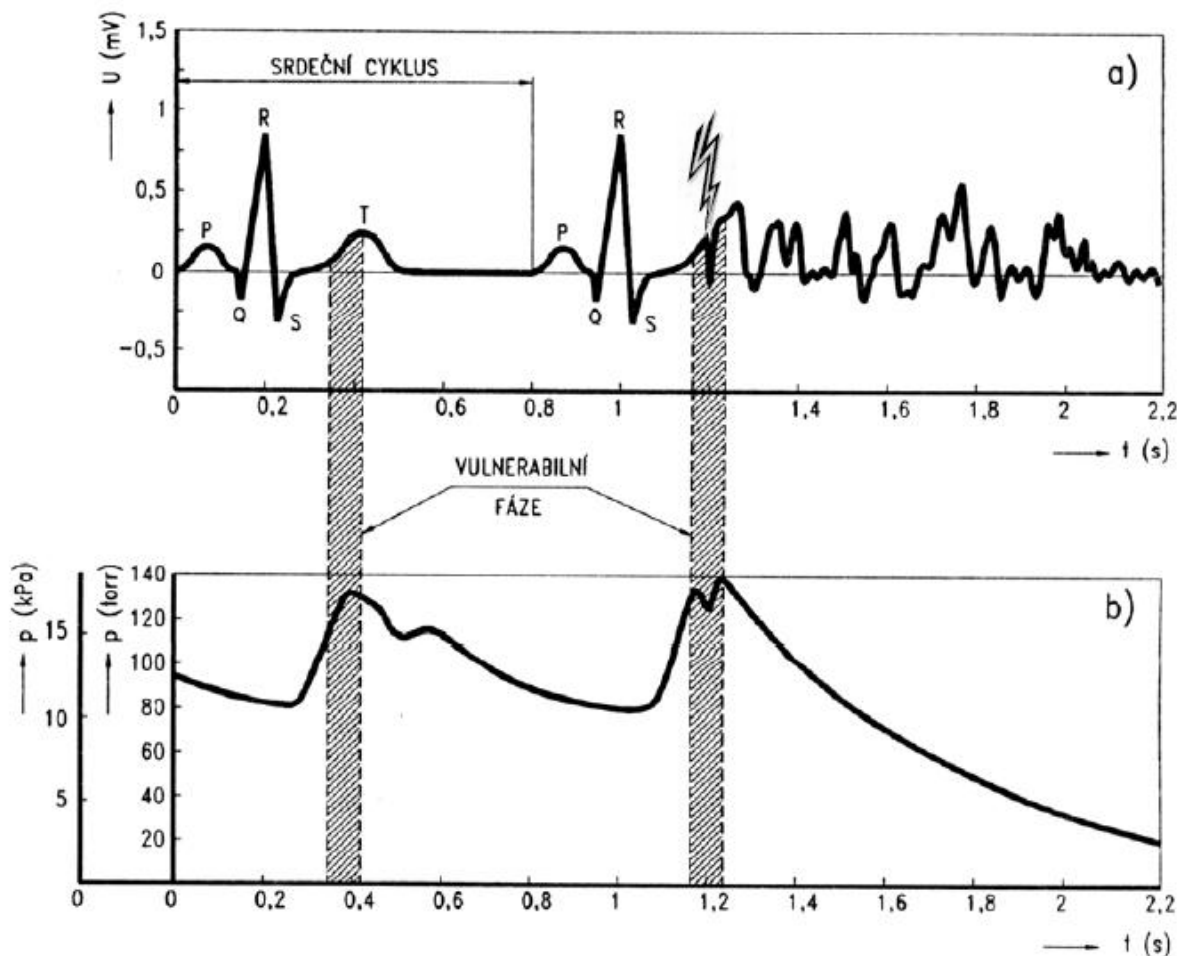
(Na obrázku je zobrazen graf zón účinku střídavého harmonického proudu průmyslové frekvence s ohledem na dobu jeho působení a křivky jsou vztaženy k proudu tekoucímu trajektorií levá ruka - obě nohy)

První zóna je obvykle bez účinků, druhá je bez škodlivých fyziologických účinků a při třetí již dochází k poškození organismu. Dochází ke svalovým křečím, dýchacím potížím, vratným poruchám srdečního rytmu včetně fibrilací srdečních předsíní a k přechodné zástavě bez komorových fibrilací. Ve čtvrté zóně dochází ke komorovým fibrilacím s pravděpodobností asi 5% a s rostoucí proudem dochází k zástavě dýchání a k popáleninám.

Při nesprávném používání nebo například při špatné konstrukci či poškození defibrinačního zařízení může dojít k úrazu elektrickým proudem. Rozlišujeme poranění elektrickým proudem nebo napětím. Působení stejnosměrného proudu na lidský organismus je při nízkých hodnotách poměrně málo nebezpečné, ovšem při zasažení střídavého elektrického proudu je nebezpečí úrazu i při velmi malém napětí. Nejcitlivější frekvence srdečního svalu jsou totiž 50-60Hz a střídavý elektrický proud má frekvenci právě 50Hz.

³¹ Obrázek byl převzat ze skript „Bezpečnost v elektrotechnice“, Doc. Ing. Pavel Kaláb, CSc., Ing. Miloslav Steinbauer, Ph.D., Ing. Miroslav Veselý, Brno, 2006

Při zasažení těla proudem větším než 500mA během **vulnerabilní fáze** dochází k fibrilaci komor (vulnerabilní fáze je na EKG křivce patrná jako vzestupné rameno T vlny). Od 50mA vzniká fibrilace síní, pokud je srdce zasaženo ve vulnerabilní fázi dvakrát. Tato fáze trvá asi deseti srdečního cyklu. Celý cyklus trvá 0,8s při tepové frekvenci 75 za minutu a proto je styk s elektrickým proudem delším než 0,8s nebezpečný.



Obrázek 34: Vznik fibrilace komor po zásahu el. proudem³²

(Na obrázku jsou dva časové průběhy, přičemž horní ukazuje záznam EKG signálu a spodní záznam okamžitého aortálního krevního tlaku)

6.2 Závěrečné slovo

Závěrem je nutno říci, že tato práce neobsahuje žádná naměřená data, neboť v celém rozsahu rozebírala teoretické poznatky z oblasti srdeční aktivity a uvedené záznamy EKG signálů a tabulky hodnot jsou převzaty ze zdrojů uvedených u příslušných dat. Cílem této práce bylo rozebrat činnost srdce, nebezpečné stavy a jejich řešení bez pomoci a s pomocí elektrického impulsu. Na závěr jde o návrh a postupné rozebrání požadavků na jednotlivé bloky blokového schéma defibrilátoru, přesněji v našem případě AED.

³² Obrázek byl převzat ze skriptu „Bezpečnost v elektrotechnice“, Doc. Ing. Pavel Kaláb, CSc., Ing. Miloslav Steinbauer, Ph.D., Ing. Miroslav Veselý, Brno, 2006

Seznam použitých zdrojů

- [1] „Defibrilace“, Vítězslav Říha, článek pro ALDERAN BULLETIN týdeník vydavatelství AGA
- [2] „Elektronické přístroje v lékařství“, Jiří Rozman a kolektiv, Academia, 2006
- [3] „Fibrilace síní“, Jan Lukl, Česká kardiologická společnost, 2001
- [4] „Defibrillation and CPR“, Claude Beck, CWRU, 2007
- [5] „Anatomie lidského těla“, Elaine M. Marieb, Jon Mallat, CP Books, a.s., 2005
- [6] „Human biology and Health“, Engelwood Cliffs, ISBN, 1993
- [7] „<http://www.aed-medi.com>“
- [8] „Bezpečnost v elektrotechnice“, Miloslav Steinbauer, FEKT VUT, 2006
- [9] <http://bfu.lf2.cuni.cz/petr/bf/zim/Bittner/EKG.pdf>
- [9] „Vlnkové transformace s diskrétním časem a jejich využití po filtraci signálů“, Kozumplík, J., FEKT, VUT Brno, 2005
- [11] „Terapeutická technika“, Doc.Ing. Jiří Rozman, CSc, FEKT VUT, 2000
- [12] „Lékařská přístrojová technika“, Ing. Milan Chmelař, Ing Jiří Rozman, SNTL, 1982
- [13] „Lékařská přístrojová technika II“, Ing. Milan Chmelař, Ing. Aleš Drastich, Ing Jiří Rozman, SNTL, 1984
- [14] „Lékařská přístrojová technika I“, Ing. Milan Chmelař, CERM, 1995